

**OBJEKTIVE MESSUNGEN
ZUR PHYSIOLOGISCHEN BLENDUNG**

Klaus Wehmeyer

München 1985

OBJEKTIVE MESSUNGEN ZUR PHYSIOLOGISCHEN BLENDUNG

Dissertation
der Fakultät für Physik
der Ludwig Maximilians Universität
München

vorgelegt von
Klaus Wehmeyer
aus
Viersen

München, 22. Februar 1985

1. Berichterstatter: Prof. Dr. E. Hartmann
2. Berichterstatter: Prof. Dr. H. G. Groth

Tag der mündlichen Prüfung: 19. Juli 1985

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Grundlagen	3
2.1 Psychologische Blendung	3
2.2 Physiologische Blendung	3
2.2.1 Subjektive Messungen	3
2.2.2 Objektive Messungen	8
2.3 Streutheorie	8
2.3.1 Intensitätsverteilung	9
2.3.2 Polarisationsverhältnisse	13
2.3.3 Anwendbarkeit	16
3. Literaturübersicht	18
3.1 Subjektive Blendungsmessungen	18
3.2 Objektive Streulichtmessungen	23
3.3 Neuronale Wechselwirkungen	31

4. Meßverfahren	36
4.1 Anforderungen an eine Meßapparatur	36
4.2 Realisierung	38
4.3 Justierung der Apparatur	43
4.4 Präparation der Meßobjekte	44
5. Auswertung der Meßergebnisse	47
5.1 Korrektur der Meßdaten	47
5.2 Berechnung der Verteilung der Schleierleuchtdichte	50
6. Ergebnisse	56
6.1 Einzelne Augenmedien	56
6.2 Gesamtaugen	61
7. Diskussion	67
8. Zusammenfassung	69
9. Literaturverzeichnis	71
10. Lebenslauf	76



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554620_0061

1. Einleitung

Bei der Bildentstehung im menschlichen Auge gibt es ähnlich wie bei anderen optischen Systemen eine Reihe von Faktoren, die die Bildqualität und die nachgeschaltete Bilddetektion negativ beeinflussen:

- 1) eventuell vorhandene sphärische oder astigmatische Fehlsichtigkeiten
- 2) sphärische und chromatische Aberration
- 3) Streulichtentwicklung in den Augenmedien
- 4) ein endliches Öffnungsverhältnis und damit ein beugungsbegrenztes Auflösungsvermögen
- 5) endliche Rezeptorengröße und -dichte

Von diesen Negativeinflüssen sind in der Ophthalmologie nur die Fehlsichtigkeiten und in pathologischen Fällen die Streulichtentwicklung zu korrigieren. Dennoch sind auch die anderen Faktoren schon seit sehr langen Zeiten Gegenstand intensiver Forschungsarbeiten, deren Anfänge schon fast 400 Jahre zurückliegen (Kepler, Scheiner, Des Cartes).

Im Rahmen dieser Arbeit soll die Streulichtentwicklung in den Augenmedien, speziell unter kleinen Streuwinkeln, untersucht werden, wobei die Arbeiten von Holladay, Fry, Hartmann, Vos, Adrian, Ucke und anderen als Ausgangspunkt dienen. Diese Veröffentlichungen zeigen als ein gemeinsames Ergebnis, daß das Ausmaß des im Auge entstehenden Streulichtes und damit die Blendung proportional ist zur Beleuchtungsstärke in der Pupillenebene des Auges (im weiteren Hornhautbeleuchtungsstärke genannt) und umgekehrt proportional zum Quadrat des Winkels zwischen der Lichtquelle und dem Sehobjekt. Diese Abhängigkeit vom Blendwinkel verstärkt sich bei abnehmendem Winkel unterhalb von 2° soweit, daß die Blendung bis zur reziproken dritten Potenz vom Blendwinkel abhängig werden kann. Der deutliche Anstieg der Blendung wird auf

zwei prinzipiell verschiedene Ursachen zurückgeführt:

- a) eine Änderung des Streuverhaltens der Augenmedien bei kleineren Winkeln führt zu einer erhöhten Streulichtbildung und damit zu einer vermehrten Blendung
- b) der funktionale Zusammenhang zwischen dem im Auge entstehenden Streulicht und dem Blendwinkel ändert sich nicht, durch neuronale Wechselwirkung zwischen den Rezeptoren in der Netzhaut wird jedoch die Wirkung des Streulichtes erhöht und damit der Blendungseindruck verstärkt.

In dieser Arbeit soll nun durch Messung des Streulichtverhaltens der einzelnen Medien (Cornea, Kammerwasser, Linse, Glaskörper) von Tieraugen die Winkelabhängigkeit der durch Streulicht hervorgerufenen Netzhautbeleuchtungsstärke bestimmt werden. Aus dem Vergleich dieser Ergebnisse mit den Resultaten subjektiver Blendungsmessungen folgen Schlüsse über die Bedeutung neuronaler Wechselwirkungen bei der Entstehung der physiologischen Blendung.

2. Grundlagen

Heutzutage unterscheidet man zwei prinzipiell verschiedene Methoden zur Charakterisierung und quantitativen Erfassung der Blendung, nämlich die physiologische und die psychologische Blendung.

2.1 Psychologische Blendung

Wenn eine Beleuchtungssituation durch ein Kollektiv von Versuchspersonen im Mittel als "gerade unangenehm" oder schlechter bewertet wird, so liegt psychologische Blendung vor. Es handelt sich also um eine rein subjektive Beurteilung durch das Kollektiv, die keinen unmittelbaren Rückschluß auf die Reaktion des Einzelnen zuläßt. Verursacht eine Beleuchtungssituation psychologische Blendung, ist damit nicht automatisch die Verschlechterung irgendeiner Sehfunktion gegeben. Es wurden verschiedene Formalismen entwickelt (siehe z.B. /28/), um den Grad der psychologischen Blendung durch eine Beleuchtungsanlage aus lichttechnischen Meßwerten vorhersagen zu können, die jedoch im Rahmen dieser Arbeit nicht behandelt werden sollen.

2.2 Physiologische Blendung

2.2.1 Subjektive Messung

Wird eine Sehfunktion (z.B. die Unterschiedsempfindlichkeit oder das Auflösungsvermögen) durch eine Beleuchtungssituation meßbar beeinträchtigt, so spricht man von physiologischer Blendung. Bestimmt man das Ausmaß der physiologischen Blendung über die quantitativ erfaßbare Verschlechterung einer Sehfunktion, so spricht man von subjektiver Messung der physiologischen Blendung.

Ein Objekt ist von seiner unmittelbaren Umgebung, bei gleicher spektraler Zusammensetzung, durch das visuelle System nur dann zu unterscheiden, wenn die Leuchtdichtedifferenz zwischen Objekt und Umgebung einen bestimmten Minimalwert überschreitet.

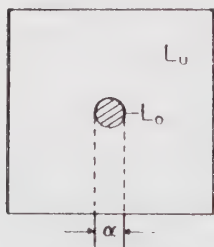


Abb. 1: Anordnung zur Bestimmung der Unterschiedsempfindlichkeit

Dieser Leuchtdichteunterschied ist bei vorgegebener Objektgröße durch die Umgebungsleuchtdichte vollständig bestimmt. Die Objektgröße α gibt man wegen der leichteren Handhabung im Winkelmaß an. Der funktionale Zusammenhang zwischen der Objektgröße und der zum Erkennen des Objektes notwendigen Leuchtdichte in Abhängigkeit von der Umfeldleuchtdichte wurde zuerst von Berek /8/ angegeben, der mehrere voneinander unabhängige Arbeiten zu diesem Thema auswertete. Diese Ergebnisse wurden von Blackwell /9/ in einem erweiterten Gültigkeitsbereich überprüft und von Adrian /2/ numerisch so überarbeitet, daß jeweils in bestimmten Bereichen der Umfeldleuchtdichte der Zusammenhang mathematisch geschlossen angegeben werden kann. Auf dieser Interpolation beruhen die in Abbildung 2 dargestellten Werte. Sie gelten bei fovealer und parafovealer Betrachtung.

Der Quotient aus der Umfeldleuchtdichte L_u und der minimalen Leuchtdichtedifferenz ΔL definiert die Unterschiedsempfindlichkeit U_E , die als indirekter Maßstab zur quantitativen Beschreibung der Blendung dienen kann.

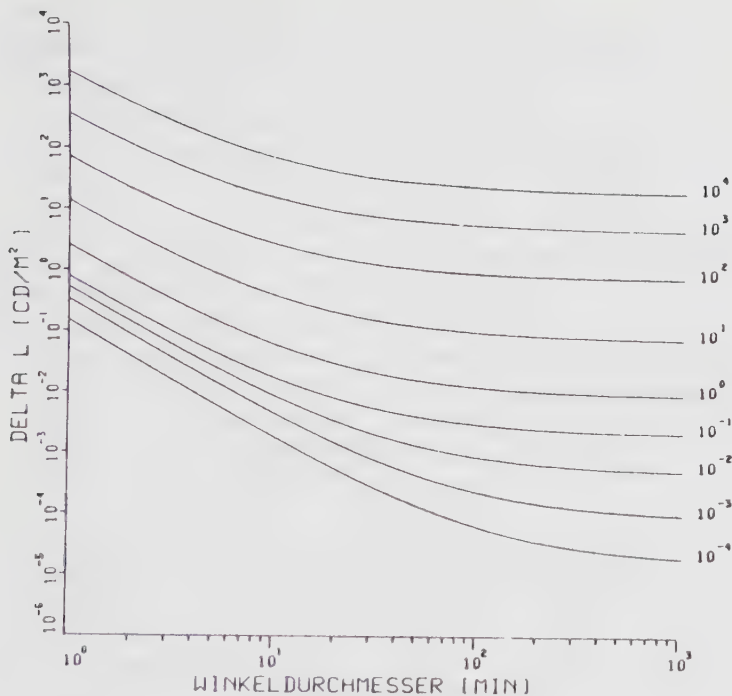


Abb. 2: Der zum Erkennen eines Objektes notwendige Leuchtdichteunterschied als Funktion der Objektgröße mit der Umfeldleuchtdichte als Parameter /2/.

Bringt man in die in Abbildung 1 skizzierte Anordnung eine Blendquelle ein, so benötigt man unter ansonsten unveränderten Bedingungen einen größeren Leuchtdichteunterschied zwischen Objekt und Umfeld, um das Objekt wieder wahrnehmen zu können. Die Unterschiedsempfindlichkeit ist also durch die Blendquelle herabgesetzt worden.

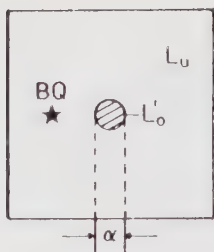


Abb. 3: Anordnung zur Bestimmung der Beeinträchtigung der Unterschiedsempfindlichkeit durch eine Blendquelle

Das von der Blendquelle kommende Licht wird an den Grenzflächen, Streuzentren und Inhomogenitäten des Brechungsindex der Augenmedien gestreut und gelangt somit zum Teil an Stellen auf der Netzhaut außerhalb des geometrisch-optischen Bildes der Blendquelle.

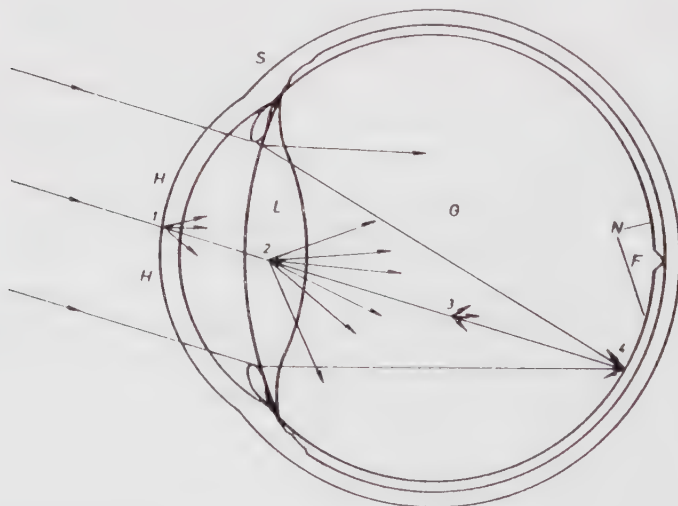


Abb. 4: Streulichtentstehung in den Augenmedien

Dieses Streulicht überlagert sich sowohl dem Bild des Sehobjektes als auch dem des Umfeldes. Überträgt man diese Gegebenheiten auf die Zusammenhänge aus Abbildung 2, so stellt sich die Situation wie folgt dar (Abbildung 5):

- 1) ohne Blendung ergibt sich aus der Objektgröße α_2 und der Umfeldleuchtdichte L_2 ein Mindestleuchtdichteunterschied

zwischen Objekt und Umfeld von ΔL_2 .

- 2) bei Blendung wird das vorher gerade wahrnehmbare Objekt unsichtbar. Um es wieder wahrnehmen zu können muß entweder der Leuchtdichteunterschied auf ΔL_1 vergrößert oder das Objekt unter einem größeren Sehwinkel α_1 dargeboten werden.

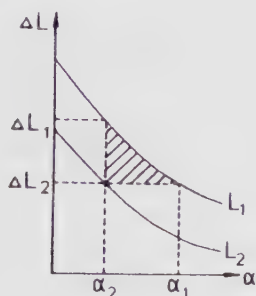


Abb. 5: Erhöhung des Adaptationsniveaus durch Blendung, Erläuterungen im Text

Die Blendung wirkt sich also so aus, als ob die Umfeldleuchtdichte von L_2 auf L_1 erhöht worden wäre, da sich das durch die Blendquelle erzeugte Streulicht wie ein Lichtschleier auf das Netzhautbild von Objekt und Umfeld legt. Die Differenz von L_1 und L_2 nennt man die Schleierleuchtdichte L_S und benutzt diese direkt zur quantitativen Beschreibung der physiologischen Blendung.

Der Kontrast des Objektes ohne Blendung $K = (L_O - L_U) / L_U$ wird durch die Schleierleuchtdichte L_S vermindert auf

$K' = ((L_O + L_S) - (L_U + L_S)) / (L_U + L_S) = (L_O - L_U) / (L_U + L_S)$. Das Objekt wird durch den geringeren Kontrast unsichtbar.

Man hat somit die Möglichkeit, die Blendung mit subjektiven Meßmethoden absolut zu charakterisieren. Kennt man den Zusammenhang zwischen den lichttechnischen Parametern und dem Grad der Beeinträchtigung für eine bestimmte Gruppe von Personen, so kann man unter der Annahme, daß sich andere Personen mit gewissen Ergänzungen, z.B. bezüglich ihres Alters, gleichartig verhalten, die Verschlechterung der Sehbedingungen durch eine Blendsituation berechnen. Die von verschiede-

nen Autoren gemessenen Ergebnisse und die daraus ermittelten funktionalen Zusammenhänge zwischen den die Blendsituation kennzeichnenden Größen und der resultierenden Blendung werden im Kapitel 3.1 ausführlich diskutiert.

2.2.2 Objektive Messung

Eine andere Methode zur Messung der physiologischen Blendung beruht auf der Annahme, daß die Verschlechterung der Sehbedingungen in einer Blendsituation nur auf die Streulichtentstehung in den Augenmedien zurückzuführen ist. Wenn man also die Streuindikatrices des Gesamtauges oder der einzelnen Augenmedien kennt, kann man daraus über die durch das Streulicht entstehende Kontrastverminderung des Netzhautbildes die Beeinträchtigung der Sehleistung durch die Blendsituation berechnen. Diese Vorgehensweise bezeichnet man als objektive Messung der physiologischen Blendung (s. Kap. 3.2).

Signifikante Unterschiede zwischen den Ergebnissen der subjektiven und der objektiven Messungen müssen somit möglichen neuronalen Wechselwirkungen innerhalb der Netzhaut oder auf einem höheren Niveau der visuellen Informationsverarbeitung zugeordnet werden.

2.3 Streutheorie

In einem 1908 erschienenen Artikel beschreibt G. Mie /41/ auf der Basis der Elektrodynamik die Beugung einer ebenen, monochromatischen Welle an einer homogenen, nicht magnetischen Kugel beliebigen Durchmessers und beliebiger Zusammensetzung, die sich in einem homogenen, dielektrischen, nicht magnetischen Medium befindet. Die Lösung des Problems, die zunächst nur für eine Kugel gilt, läßt sich auf den Fall beliebig vieler gleicher Kugeln übertragen, solange die Abstände zwischen den Kugeln statistisch verteilt und sehr viel größer als die Wellenlänge sind. In diesem Fall gibt

es keine feste Phasenbeziehung zwischen dem von den verschiedenen Kugeln gestreuten Licht, und die Gesamtintensität ergibt sich aus der Intensitätsverteilung, die an einer Kugel entsteht, durch Multiplikation mit der Anzahl der Kugeln. Die Lösung dieses Problems beschreibt die Erscheinungen bei der Streuung von weißem Licht an Metallsuspensionen, Wassertröpfchen (Theorie des Regenbogens), interstellarem Staub und colloidalen Suspensionen ebenso, wie die Sonnenkorona oder das Himmelsblau.

Die Aufgabe ist, mit den vorgegebenen Randbedingungen die Lösung der Maxwellgleichungen zu finden. Sie beschreibt das elektromagnetische Feld, das bei der Wechselwirkung einer ebenen, monochromatischen Welle mit einer Kugelfläche entsteht, an der sich bestimmte physikalische Eigenschaften des Raumes sprunghaft ändern. Es wird ein geeignetes System von Kugelkoordinaten eingeführt, und das Feld wird durch die Summe zweier Partialfelder beschrieben. Bei dem einen Partialfeld hat der E-Vektor keine Radialkomponente, bei dem anderen der H-Vektor. In Kugelkoordinaten lassen sich die Maxwellgleichungen in einen Satz gewöhnlicher Differentialgleichungen separieren, die dann für die beiden Partialfelder durch unendliche Reihen gelöst werden. Hier soll auf das explizite Nachvollziehen der Herleitung verzichtet werden (siehe z.B. /12/). Es sollen vielmehr die wesentlichen Ergebnisse für unterschiedliche Teilchengrößen und Materialkonstanten veranschaulicht sowie die Anwendbarkeit dieser Theorie auf das Thema der vorliegenden Arbeit diskutiert werden.

2.3.1 Intensitätsverteilung

Außer im Falle einer sehr großen Leitfähigkeit oder Dielektrizitätskonstante, in dem der größte Teil des einfallenden Lichtes in Rückwärtsrichtung abgestrahlt, d.h. "reflektiert" wird, sind die Streuinikatrices bei Einstrahlung von unpolari-

risiertem Licht im Grenzfall unendlich kleiner Kugeln symmetrisch zu einer Ebene durch das Zentrum der Kugel und senkrecht zur Einfallrichtung (Rayleigh-Streuung).

In Vorwärts- ($\theta = 0^\circ$) und Rückwärtsrichtung ($\theta = 180^\circ$) liegt jeweils ein Intensitätsmaximum, in der Symmetrieebene ($\theta = 90^\circ$) ein Intensitätsminimum vor. Diese Verteilung läßt sich mit folgender Formel beschreiben:

$$\frac{I}{I_0} = \pi^2 (n^2(\lambda) - 1)^2 (1 + \cos^2(\theta)) \frac{V}{2N \lambda^4 r^2} \quad (1)$$

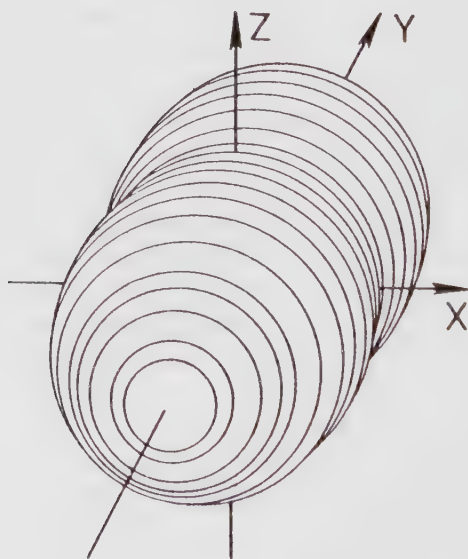


Abb. 6: Intensitätsverteilung bei der Rayleigh-Streuung mit unpolarisiertem Licht, Lichteinfall in y-Richtung

I : Intensität des gestreuten Lichtes (Bestrahlungsstärke auf einer Fläche senkrecht zum Radiusvektor r im Beobachtungspunkt)

I_0 : Intensität des einfallenden Lichtes

$n(\lambda)$: Brechzahl des Mediums
 λ : Wellenlänge des Lichtes
 θ : Streuwinkel
 N : Streuteilchendichte
 V : Streuvolumen

Charakteristisch ist die Abhängigkeit der Intensität von der (-4-ten)-Potenz der Wellenlänge für die sehr kleinen Streukugeln.

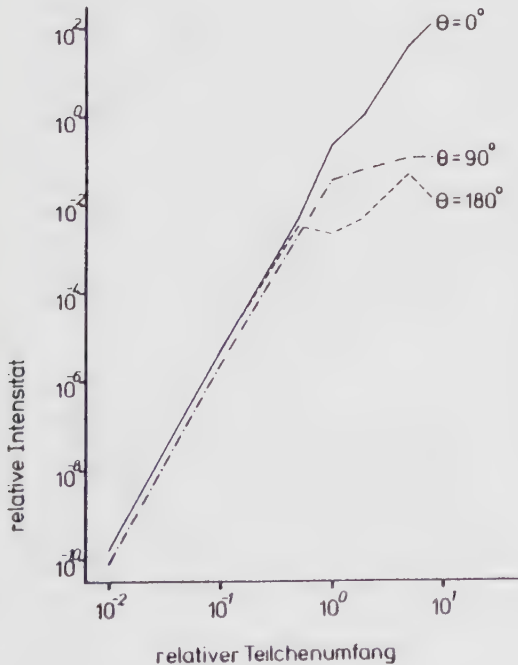


Abb. 7: Die Zunahme der Intensität des gestreuten Lichtes als Funktion der Streuteilchengröße für drei ausgewählte Streuwinkel (Born+Wolf /12/)

Wächst der Kugelradius, so zeigt sich ein Abweichen von der Symmetrie, es wird zunehmend mehr Licht in Vorwärts- als in Rückwärtsrichtung gestreut. Bereits bei einem Teilchendurchmesser von einem Zehntel der Wellenlänge beträgt die Abweichung von Formel (1) bis zu 4%.

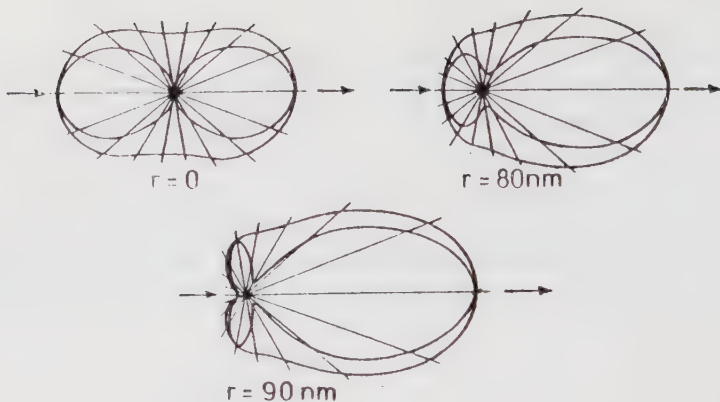


Abb. 8: Die Winkelverteilung des gestreuten Lichtes bei unterschiedlicher Teilchengröße, Brechungsindex der Lösung $n_1 = 1,33$, Brechungsindex der Streuteilchen: $\hat{n}_2 = 0,57 + 2,45i$ (Goldkugeln), Wellenlänge $\lambda = 550 \text{ nm}$. Die äußere Kurve entspricht der Gesamtintensität, die innere der Intensität der Polarisationsrichtung in der Polarisationssebene des einfallenden Lichtes. Die Einheiten sind willkürlich und in den drei Abbildungen verschieden, (Born+Wolf /12/).

Wenn der Umfang der Kugel größer wird als die Wellenlänge, so ergeben sich eine Reihe von Maxima und Minima, die zunächst unregelmäßig verteilt sind. Das Auftreten der Extrema bei großen Teilchen steht in Übereinstimmung mit der Huygens-Kirchhoff-Theorie, das ist die mathematische Formulierung des Huygenschen Prinzips der Beugung mit Hilfe des Kirchhoff-Integrals.

Wächst der Kugelradius noch weiter, so wird nahezu das gesamte gestreute Licht in Vorwärtsrichtung abgestrahlt. Wird jedoch der Kugelradius sehr viel größer als die Wellenlänge, so wird der überwiegende Teil des einfallenden Lichtes reflektiert, was sich auch aus den Gesetzmäßigkeiten der geometrischen Optik ergibt.

2.3.2 Polarisationsverhältnisse

Bezüglich der Polarisation des gestreuten Lichtes sind die Ergebnisse unterschiedlich, je nachdem ob der Realteil des

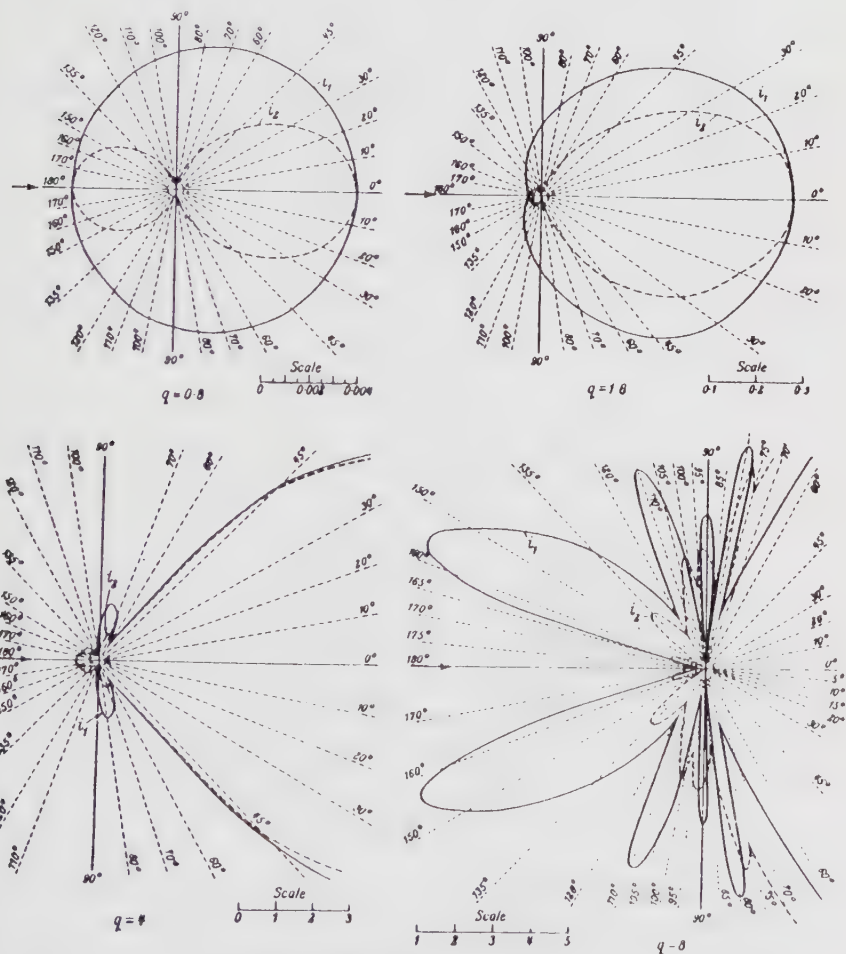


Abb. 9: Polarisationsverhältnisse bei der Streuung von linear polarisiertem Licht an einer dielektrischen Kugel q ist der auf die Wellenlänge bezogene Kugelumfang, $n = 1.25$, $i_1 = q^2 I_{\perp}$, $i_2 = q^2 I_{\parallel}$ (Born+Wolf /12/)

Brechungsindex groß ist oder nicht. Für sehr kleine Kugeln mit sehr großer Leitfähigkeit ($\sigma \rightarrow \infty$) oder sehr hoher Dielektrizitätskonstante ($\epsilon \rightarrow \infty$) ist die Polarisation bei $\theta = 60^\circ$ (Thomson-Winkel) am stärksten. Mit wachsendem Radius verschiebt sich dieses Maximum in Richtung größerer Streuwinkel.

Bei endlicher Leitfähigkeit und Dielektrizitätskonstante ergeben sich die in Abbildung 9 dargestellten Polarisationsverhältnisse, wobei auf die unterschiedlichen Maßstäbe zu achten ist.

Wenn der Kugelradius sehr klein ist gegen die Wellenlänge, ist die Verteilung der Polarisationsrichtung symmetrisch zu einer Ebene durch den Kugelmittelpunkt senkrecht zur Einfallrichtung.

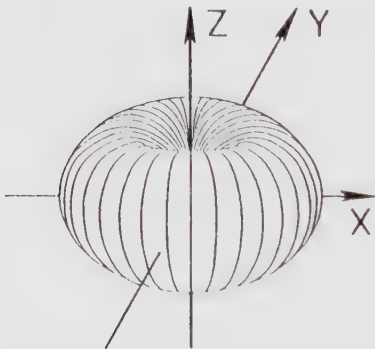


Abb. 10: Intensitätsverteilung bei der Streuung von linear polarisiertem Licht an sehr kleinen Streukugeln, Polarisation in z-Richtung

Diese Verteilung entspricht der Abstrahlungscharakteristik eines schwingenden Dipols. Da die Polarisationsrichtung bei der Streuung erhalten bleibt, besitzt das abgestrahlte Licht die gleiche Polarisation wie das einfallende.

Überlagert man dieser Streuindikatrix diejenige, bei der die Polarisationsrichtung des einfallenden Lichtes um 90° ge-

dreht ist, so erhält man die Intensitätsverteilung beim Ein-

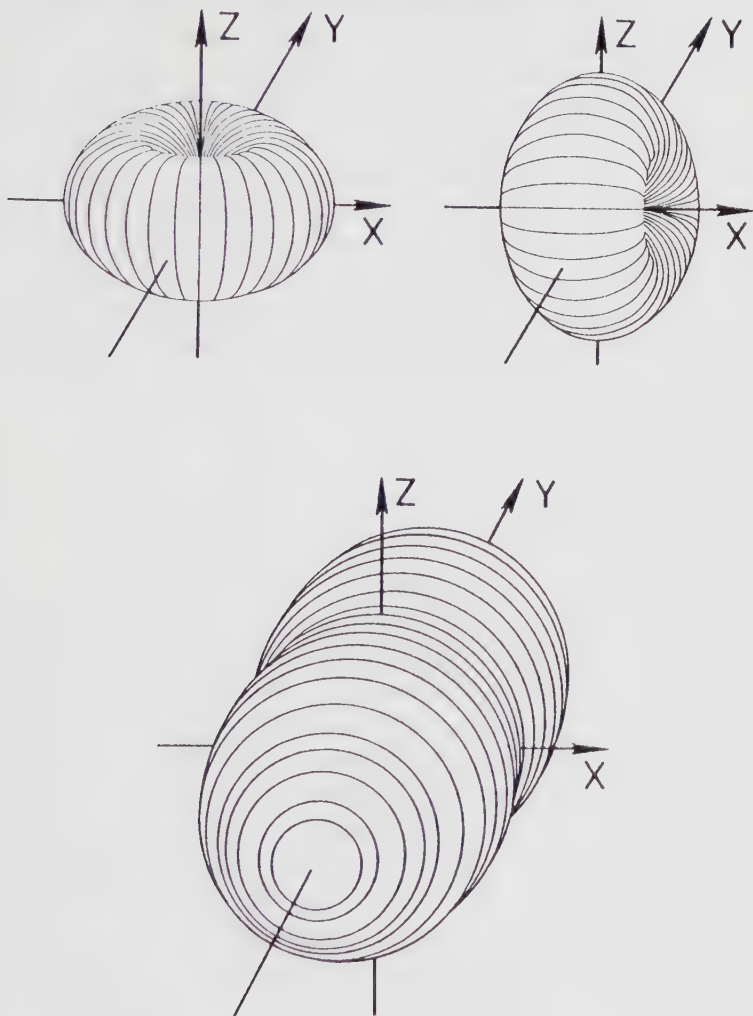


Abb. 11: Intensitäts- und Polarisationsverhältnisse bei der Streuung von unpolarisiertem Licht an sehr kleinen Streuteilchen aus der Überlagerung zweier orthogonaler Polarisationsrichtungen, Einstrahlung in y-Richtung

fall von unpolarisiertem Licht zusammen mit der Verteilung der Polarisationsverhältnisse im gestreuten Licht. In Vorwärts- ($\theta = 0^\circ$) und in Rückwärtsstreuung ($\theta = 180^\circ$) sind beide Polarisationsrichtungen mit gleicher Intensität vorhanden, in der x-z-Ebene ist die Polarisation in Richtung der positiven und negativen x- und z-Achse vollständig.

Wächst der Kugelumfang bis etwa zur Wellenlänge der Strahlung an, so verschiebt sich das Maximum des Polarisationsgrades in der Mehrzahl der untersuchten Fälle für dielektrische Kugeln zu größeren Streuwinkeln, für absorbierende Kugeln in Richtung kleinerer θ . Wird der Radius weiter vergrößert, so zeigt sich eine unregelmäßige Folge von Polarisationsmaxima.

2.3.3 Anwendbarkeit

Wie oben übersichtsmäßig dargestellt wurde, kann man, wenn die Größe der Streukugeln und die Brechungsindizes der Kugeln und des umgebenden Mediums bekannt sind, die Verteilung des Streulichtes unter der Annahme einer statistischen Verteilung der Streuteilchen für eine bestimmte Wellenlänge berechnen. Ebenso wurden Verfahren zur Berechnung des Streuverhaltens bei anderen Formen von Streuteilchen (Ellipsoide, Zylinder) entwickelt. Das Verhalten bei unterschiedlichen Teilchengrößen und verschiedenen Wellenlängen ergibt sich aus der Überlagerung der Einzelergebnisse. Bei dieser Überlagerung geht jedoch ein großer Teil der Information über die Eigenschaften (Form, Größe, Brechungsindex) der beteiligten Teilchen verloren. Hinzu kommt, daß bei den an der Streulichtentwicklung im Auge im wesentlichen beteiligten Medien komplexere Strukturen mit teilweise hochsystematischer Anordnung (Cornea, Linse) und nicht einheitliche oder sogar unbekannte Brechungsindizes vorliegen. Es wird somit nur in sehr eingeschränktem Umfang möglich sein, aus subjektiven oder objektiven Blendungsmessungen auf die Größe

oder die Zusammensetzung der beteiligten Streuteilchen zu schließen. Noch viel weniger kann es das Ziel dieser Arbeit sein, aus den nicht vollständigen physiologischen und biochemischen Daten des Auges die Streulichtentwicklung zu berechnen. Das primäre Interesse gilt dem Verhalten des Streulichtes im Auge bei kleinen Blendwinkeln, das sich aus den Meßergebnissen direkt berechnen läßt, wie in Kapitel 5 dargestellt wird.

3. Literaturübersicht

3.1 Subjektive Blendungsmessungen

Der erste, der sich systematisch mit der Beeinträchtigung der Unterschiedsempfindlichkeit durch Blendung befasste, war L.L. Holladay, in seinen beiden 1926 und 1927 erschienenen Arbeiten /32, 33/. Es sind zwar schon in wesentlich früheren Arbeiten, z.B. bei Helmholtz 1867 /29/, Beobachtungen beschrieben worden, die aus heutiger Sicht zumindest zum Teil als Blendungseffekte betrachtet werden müssen, sie wurden jedoch damals auf Irradiation, d.h. auf die natürliche Bildunschärfe durch sphärische und chromatische Aberration, sowie die neuronale Wechselwirkung, damals Mitempfindung genannt, zurückgeführt.

Holladay hingegen untersuchte systematisch "die Wirkung einer Lichtquelle im Gesichtsfeld auf die Herabsetzung der Unterschiedsempfindlichkeit". Seine wesentlichen Ergebnisse besitzen auch heute noch nach intensiver Überprüfung Gültigkeit.

- 1) Die Schleierleuchtdichte L_s ist direkt proportional der in der Pupillenebene durch die Blendquelle erzeugten Beleuchtungsstärke (Hornhautbeleuchtungsstärke) E_h .
- 2) L_s ist umgekehrt proportional dem Quadrat des Winkels θ zwischen der Blickrichtung und der Richtung, unter der die Blendquelle erscheint.
- 3) Gibt man die Schleierleuchtdichte in cd/m^2 , die Hornhautbeleuchtungsstärke in lx und den Blendwinkel in grd an, so hat die Proportionalitätskonstante k den Wert 9,2.

$$L_s = \frac{k E_h}{\theta^2} \quad (2)$$

Aus dieser Gesetzmäßigkeit zieht bereits Holladay zwei zu nächst überraschende Schlüsse:

- a) Die Schleierleuchtdichte ist bei konstanter Hornhautbeleuchtungsstärke und konstantem Blendwinkel unabhängig von der Größe bzw. der Leuchtdichte und der Form der Blendquelle.
- b) Die Wirkung von mehreren Blendquellen ist additiv, bei ausgedehnten leuchtenden Flächen ergibt sich die Blendwirkung durch Integration über die Gesamtfläche der Blendquelle.

Holladay gibt noch keine Ursache der physiologischen Blendung an, er zeigt mehrere verschiedene Möglichkeiten auf: neuronale Wechselwirkung in der Retina oder im visuellen Cortex, Kopplungen zwischen den Fasern des Sehnervs, Abbildungsfehler, Streulicht durch die Sclera und Iris sowie Streuung an den "klaren" Augenmedien Cornea, Kammerwasser, Linse, und Glaskörper. Er versucht, zur Klärung dieser Frage die Streuung mit Hilfe der Rayleigh'schen Streuformel (1) zu berechnen, was jedoch mit seinen Meßergebnissen nicht in Einklang zu bringen ist.

Die Ergebnisse von Holladay werden durch Messungen von Stiles aus dem Jahre 1929 /53/ im wesentlichen bestätigt. Die Proportionalitätskonstante k zwischen der Schleierleuchtdichte L_S auf der einen und dem Quotienten aus der Hornhautbeleuchtungsstärke und der n -ten Potenz des Blendwinkels E_h / θ^n auf der anderen Seite fällt mit 11,5 ebenso wie der Blendexponent $n = 2,1$ etwas größer aus als bei Holladay. Auch Stiles scheitert mit seinem Versuch, die Blendwirkung mit Hilfe der Rayleigh-Streuung zu erklären.

Dennoch deuten wichtige Meßergebnisse darauf hin, daß zumindest für Blendwinkel größer als 2° die Streulichtentwicklung in den klaren Augenmedien die Ursache der physiologischen Blendung bildet:

- 1) Fry /20/ konnte für große Blendwinkel eine neuronale Wechselwirkung explizit ausschließen.
- 2) Hartmann /26/ zeigte, daß die Wirkung einer Blendquelle nur von der Hornhautbeleuchtungsstärke und dem Blendwin-

kel, aber nicht von der Größe, der Leuchtdichte oder der Position der Blendquelle im Gesichtsfeld abhängt, wie es bei einer neuronalen Wechselwirkung zu erwarten wäre.

- 3) Vos /56/ wies eine direkte Proportionalität zwischen der Schleierleuchtdichte und der Hornhautbeleuchtungsstärke über einen Meßbereich von 6 Dekaden nach, die bei einer neuronalen Ursache der physiologischen Blendung als ausgeschlossen gelten kann.
- 4) Adrian /1/ vertauschte die Position von Blendquelle und Testreiz, ohne daß sich die Schleierleuchtdichte änderte.

Die Rayleighstreuung kann aus zwei Gründen nicht zur Erklärung der Blendung herangezogen werden (s. Formel (1) und Abb. 11). Zum einen ergäbe sich aus der Rayleighformel ein wesentlich flacherer Verlauf der Schleierleuchtdichte als Funktion des Blendwinkels. Der Blendexponent n läge für den Winkelbereich von $0 - 10^\circ$ zwischen 0 und 1, in Abhängigkeit vom Anteil der einzelnen Augenmedien an der intraokularen Streulichtentwicklung. Zum anderen ist der durch eine weiße Blendquelle entstehende Lichtschleier unbunt, die Streuung ist also nicht oder nur unmerklich wellenlängenabhängig, ganz im Gegensatz zur Rayleigh-Formel, nach der blaues Licht 6 - 10 mal stärker gestreut werden müßte als rotes.

Diese Unabhängigkeit der physiologischen Blendung von der Wellenlänge des Lichtes wird durch Messungen von Hartmann /26/ und Jainski /34/ bestätigt.

Die physiologische Blendung läßt sich also mit der empirischen Holladay-Formel (2) im Bereich von sehr großen Blendwinkeln bis hinunter zu Winkeln von etwa 2° recht genau beschreiben. Bei noch kleineren Winkeln ändert sich die funktionale Abhängigkeit der Schleierleuchtdichte L_S von der Hornhautbeleuchtungsstärke E_h und dem Blendwinkel θ . Der Exponent von θ wächst von seinem Ausgangswert 2 bis zu etwa 3,5 an, wie Messungen von Vos /56/, Hartmann und Moser /27/ sowie Mellerio und Palmer /40/ übereinstimmend aufzeigen.

Gleichzeitig ist ein Anwachsen der Proportionalitätskonstanten k zu beobachten. Das Ausmaß dieses Anstiegs ist zwar bei den einzelnen Autoren unterschiedlich, das ist jedoch zum einen auf beträchtliche interindividuelle Unterschiede zwischen den Versuchspersonen und zum anderen auf verschiedene Meßmethoden zurückzuführen. So bewirken z.B. die unwillkürlichen Augenbewegungen bei kleinen Blendwinkeln einen Anstieg des Exponenten, da sich Bewegungen zur Blendquelle hin stärker auswirken, als die von ihr weg gerichteten. Dieser Effekt läßt sich nur durch Kurzzeitbeobachtung ausschließen.

An dieser Stelle taucht wiederum die Frage auf, worauf dieser Anstieg von k und n zurückzuführen ist. Heutzutage wird allgemein akzeptiert, daß bei Blendwinkeln oberhalb 2° allein das in den Augenmedien entstehende Streulicht für die physiologische Blendung verantwortlich ist. Es stellt sich jedoch die Frage, ob sich das über den weiten Bereich gleichbleibende Streulichtverhalten bei Winkeln kleiner als 2° ändert, oder ob in diesem Bereich eine weitere Ursache der physiologischen Blendung auftaucht. Diese könnte z.B. in der neuronalen Wechselwirkung der Rezeptoren zu suchen sein, die ihrerseits zu einer Inhibition führen kann.

Es gibt einige wenige Arbeiten, die sich mit der subjektiven Messung der jeweiligen Anteile der verschiedenen Augenmedien an der intraokularen Streulichtentwicklung befassen (Vos 1963 /56/, Vos und Boogaard 1963 /57/, Boynton und Clarke 1964 /14/. Dabei werden im wesentlichen zwei verschiedene Meßverfahren verwendet:

- 1) Der Blendungsstrahlengang besitzt am zentralen Durchtrittspunkt durch die Cornea einen kleinen Querschnitt, so daß diese Stelle der Cornea ihrerseits zu einer nahezu punktförmigen Sekundärlichtquelle wird.

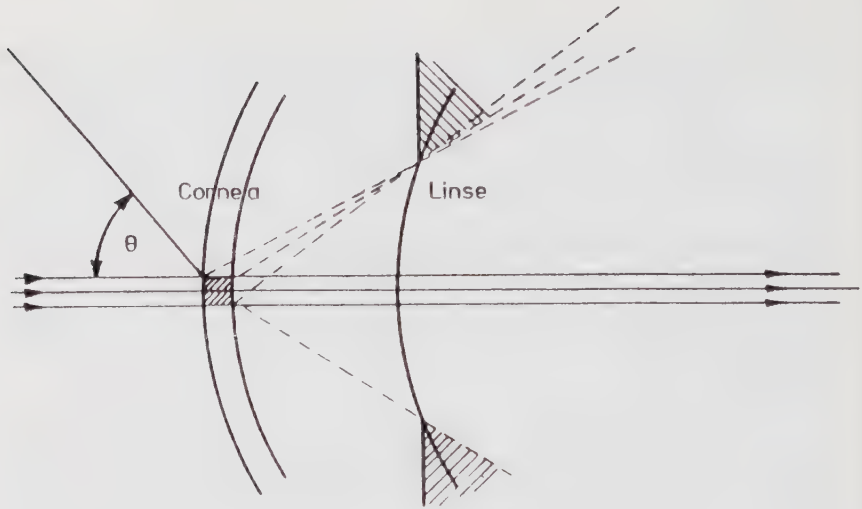


Abb. 12: Versuchsanordnung zur Bestimmung des Anteils der Cornea an der Streulichtentwicklung /57/

Diese projiziert nun den Rand der Iris als Schattengrenze auf die Retina. Die Versuchsperson sieht also eine kreisförmige Hell-Dunkel-Grenze um die Blendquelle. Durch Verengen und Erweitern der Pupille kann man die Schattengrenze in einem Winkelbereich von 30° bis 70° zur Blickrichtung verschieben. Innerhalb der hellen Zone existiert das Streulicht von Cornea, Kammerwasser, Linse und Glaskörper, außerhalb ist das der Cornea abgeschirmt.

- 2) Der nahezu parallele Blendstrahlengang wird auf der Cornea so verschoben, daß einmal nur die Cornea und als zweites nur Linse und Glaskörper zur Streuung beitragen, wobei wiederum die Iris zur Abschattung benutzt wird.

Die beiden Verfahren zeigen ähnliche Ergebnisse: bei großen Blendwinkeln wird $1/4 - 1/3$ des intraokularen Streulichtes durch die Cornea verursacht.

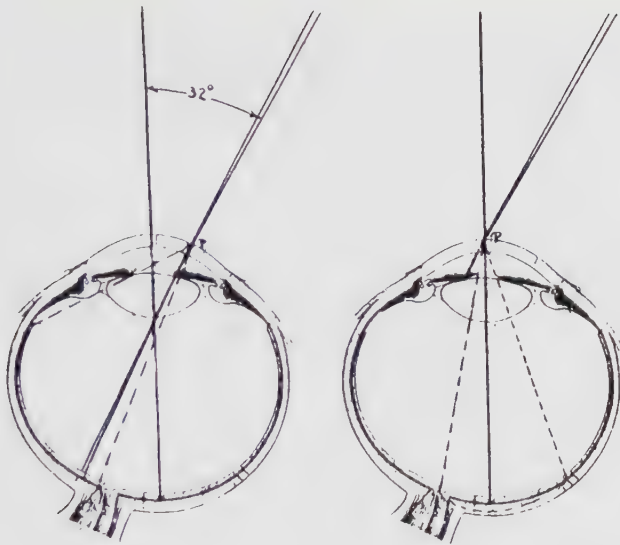


Abb. 13: Versuchsanordnung zur Bestimmung des Anteils der Cornea an der Streulichtentwicklung /14/

Vos /56/ befaßt sich auch mit dem Anteil der Fundus-Reflexion am intraokularen Streulicht. Er untersucht die Änderung der Proportionalitätskonstanten k beim Übergang vom skotopischen zum photopischen Leuchtdichtebereich. Durch die Richtungsselektivität der Zapfen (Stiles-Crawford-Effekt) wird der im Skotopischen deutlich meßbare Einfluß des Fundus (Retina, Choroid, Sclera) im Photopischen weitgehend unterdrückt.

3.2 Objektive Streulichtmessungen

Eine der ersten systematischen, objektiven Messungen des in den Augenmedien entstehenden Streulichtes stammt von Boynton, Enoch und Bush aus dem Jahre 1954 /13/. Die Autoren haben wie die meisten anderen Arbeitsgruppen die Beleuchtungsstärkeverteilung auf der Netzhaut gemessen. Die verwendeten

Augen wurden auf der Rückseite geöffnet und das austretende Licht bei beweglichem abgebildetem Objekt mit einem Photomultiplier gemessen. Diese Methode weist jedoch einige systematische Fehlerquellen auf.

Zum einen werden eventuell vorhandene Fehlsichtigkeiten des Auges nicht korrigiert, so daß sich auch bei streulichtfreier Abbildung ein verbreitertes Netzhautbild ergeben würde. Wesentlich größer erscheint noch die Gefahr der Verformung bei der doch recht großflächigen Öffnung der Sclera, selbst wenn der Augeninnendruck künstlich aufrecht erhalten wird. Außerdem waren in dieser Arbeit die verwendeten Testzeichen mit $4,76^\circ \times 20,76^\circ$ für eine ausreichende Auflösung zu groß. So erscheint es nicht verwunderlich, daß sich bei diesen Messungen wesentlich mehr Streulicht ergab, als bei subjektiven Messungen gefunden werden konnte. Die Autoren erklären die Diskrepanz mit der Unterdrückung des objektiv vorhandenen Streulichtes durch den Stiles-Crawford-Effekt, d.h. mit der Richtungsselektivität der Netzhaut-Rezeptoren.

In einer Arbeit von Boynton und DeMott aus dem Jahre 1958 /42/ werden Streulichtmessungen auf einer verbesserten Apparatur beschrieben. Das Problem des relativ großen Testreizes bleibt mit $2,4^\circ \times 5,4^\circ$ bestehen. Die Übereinstimmung zwischen den objektiven Werten und subjektiven Ergebnissen wird erzwungen, indem die objektiven Daten für einen Streuwinkel von 10° den subjektiven gleichgesetzt werden. Die Ergebnisse unterschiedlicher Tierarten (Rind, Schaf, Katze, Schwein) stimmen erstaunlicherweise ohne Korrektur der relativen Größenverhältnisse überein. Das wichtigste Resultat dieser Arbeit scheint die Zeitabhängigkeit der Streulichtentwicklung nach dem Tode der Tiere zu sein. Bis zu einem Zeitraum von 3,5 Stunden nach dem Tode des Tieres ergibt sich kein merklicher Anstieg des Streulichtes, wenn man dafür Sorge trägt, daß die Vorderseite der Cornea weder austrocknen noch aufquellen kann.

Eine weitere Arbeit von Boynton und DeMott aus dem Jahre 1958 /43/ beschreibt den Versuch, mit Hilfe photographischer Registrierung den Anteil der einzelnen Augenmedien von Rinderaugen an der Streulichtentwicklung im Winkelbereich von 10° - 50° zu bestimmen. Nach diesen Ergebnissen sind etwa 70% des intraokularen Streulichtes auf die Cornea zurückzuführen. Der Einfluß der Linse nimmt mit kleiner werdendem Winkel zwischen Blickrichtung und Blendquelle ab und liegt bei einem Winkel von 10° mit einem Anteil von 10% am Gesamtstreulicht unter dem gemessenen Wert des Kammerwassers. Diese Ergebnisse erscheinen allein aufgrund der unterschiedlichen Struktur von Linse und Kammerwasser nur schwer vorstellbar.

Allen und Vos /3/ beschreiben 1967 eine Methode, Streulicht am lebenden Auge zu messen. Sie untersuchten an 62 gesunden Patienten das bei der Beleuchtung mit einer Spaltlampe zurückgestreute Licht. Der Winkel zwischen der Beleuchtungs- und der Beobachtungsrichtung betrug 30° , der Streuwinkel also 150° . Es zeigte sich eine signifikante Korrelation zwischen dem Alter der untersuchten Personen und dem Ausmaß des zurückgestreuten Lichtes, d.h. das Streulicht nimmt deutlich mit dem Alter zu.

Im Gegensatz dazu zeigt sich kein eindeutiger Zusammenhang zwischen einer vermehrten Streulichtentwicklung und einer eventuellen Verminderung der Unterschiedsempfindlichkeit. Das bedeutet, daß das Ausmaß des von den Augenmedien zurückgestreuten Lichtes keine Aussage gestattet über die visuelle Beeinträchtigung des Betroffenen. Mit anderen Worten: man kann aus der bei einem Winkel gemessenen Rückstreuung nicht schließen auf die Form der Vorwärtsstreuung, die das Sehen beeinträchtigt.

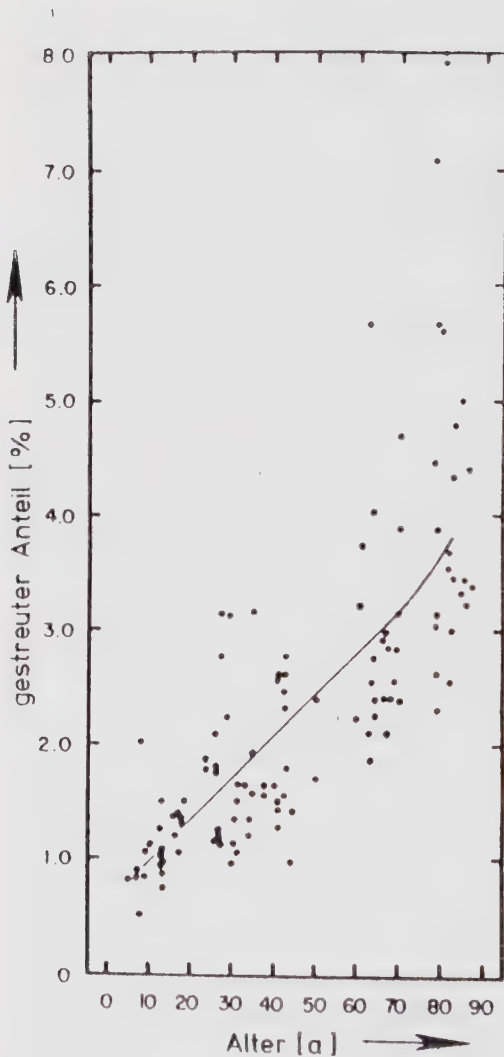


Abb. 14: Die Abhängigkeit des von den Augenmedien zurückgestreuten Lichtes vom Alter der untersuchten Personen /3/

Ucke beschreibt in seiner 1973 erschienen Dissertation /55/ objektive Streulichtmessungen an Rinder-, Katzen-, Schweine- und Menschenaugen, die mit einer im Vergleich zu obigen Arbeiten deutlich verbesserten Apparatur durchgeführt wurden.

So wurden die untersuchten Augen nicht auf der Rückseite geöffnet, sondern es wurde ein Lichtleiter von 250 μm oder 70 μm eingestochen. Der Augeninnendruck konnte zwischen 0 und 50 mmHg variiert werden, vor Beginn der Messungen wurde die Refraktion bestimmt und bei der Messung berücksichtigt.

Außerdem konnte für vier verschiedene Wellenlängen gemessen werden (589 nm, 547 nm, 438 nm und 402 nm). Der Blendwinkel wurde zwischen 1° und 20° variiert.

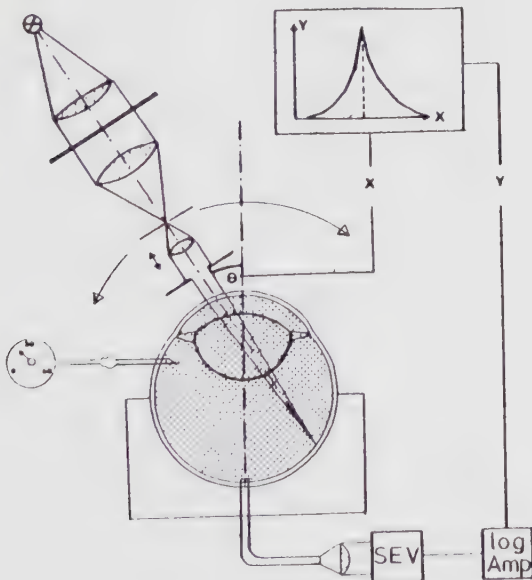


Abb. 15: Ucke-Apparatur

Die wesentlichen Ergebnisse dieser Arbeit sind:

- 1) In dem betrachteten Winkelbereich ist die auf der Netzhaut durch Streulicht in den klaren Augenmedien entstehende Beleuchtungsstärke proportional zu $1/\theta^n$, mit $n=2,3 \pm 0,2$.

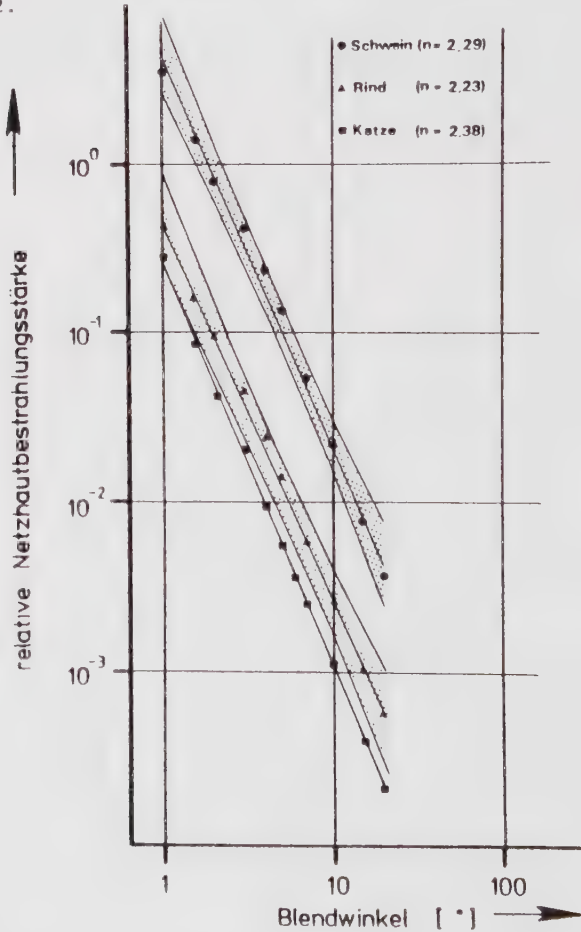


Abb. 16: Die durch Streulicht auf der Netzhaut entstehende Beleuchtungsstärkeverteilung, die punktierten Bereiche zeigen die Vertrauensbänder für die Regressionsgraden auf dem 95%-Niveau /55/.

- 2) Bei Augen von jungen Tieren zeigt sich keine signifikante Abhängigkeit der Streulichtintensität von der Wellenlänge.

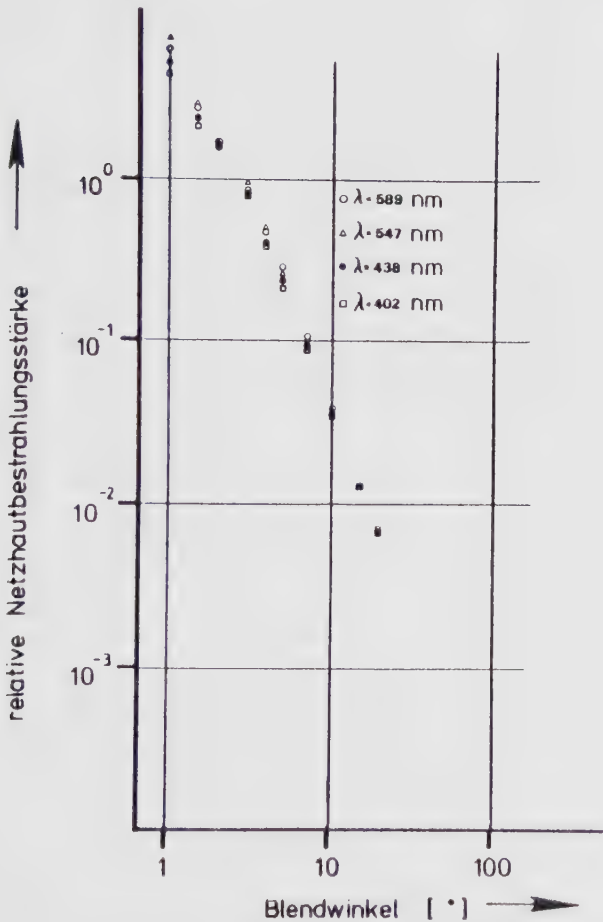


Abb. 17: Streulichtverteilungen für verschiedene Wellenlängen /55/

- 3) Bei trüben Medien nimmt der Anteil des in den Winkelbereich $\theta < 10^\circ$ gestreuten Lichtes mit der Wellenlänge zu, d.h. rotes Licht wird stärker gestreut als blaues.

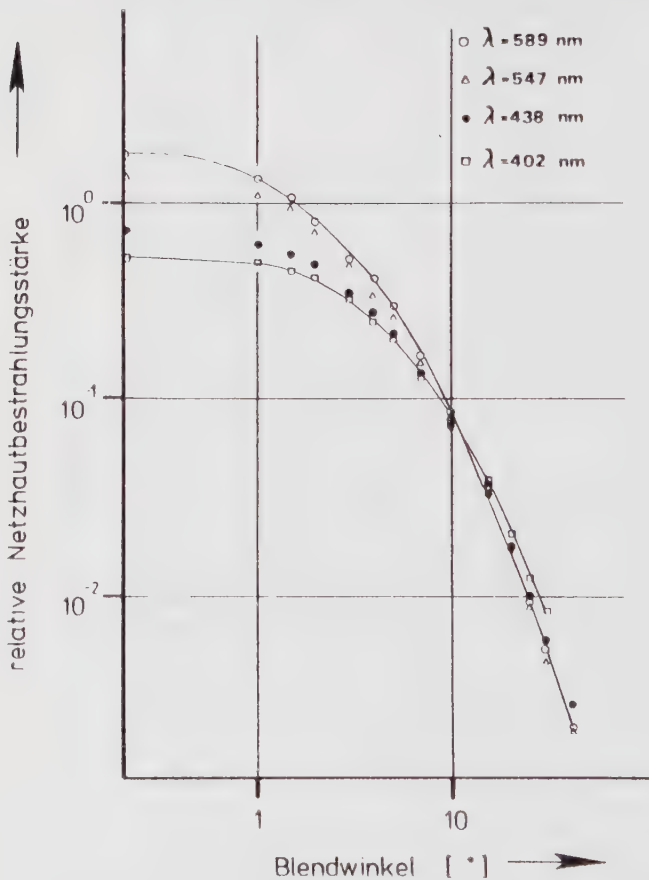


Abb. 18: Streulichtverhalten bei leicht trüben Medien /55/

- 4) Die Übereinstimmung mit subjektiven Blendungsmessungen ist so gut, daß der Schluß berechtigt erscheint, daß in dem betrachteten Winkelbereich die physiologische Blendung allein mit der Streulichtentwicklung in den klaren Augenmedien zu erklären ist.

3.3 Neuronale Wechselwirkungen

Wenn man annimmt, daß der Anstieg des Blendexponenten bei kleinen Blendwinkeln auf eine neuronale Wechselwirkung zurückzuführen ist, so stellt sich die Frage, ob eine gegenseitige Beeinflussung von zwei Sehreizen über Entfernungen bis zu 2° in der zentralen Retina möglich ist. Zur Klärung dieser Frage sollen zwei voneinander unabhängige Untersuchungen dargestellt werden, deren Ergebnisse eine auffällige Übereinstimmung zeigen.

Die minimale Hornhautbeleuchtungsstärke, die eine Lichtquelle erzeugen muß, um gerade von ihrer Umgebung unterschieden werden zu können, ist abhängig von der Lichtquellengröße und der Umfeldleuchtdichte. Die Schwellenwerte (Abbildung 19) lassen sich berechnen aus dem in Abbildung 2 dargestellten Zusammenhang zwischen der Unterschiedsempfindlichkeit und der Objektgröße bei verschiedenen Adaptionsbedingungen.

Aus dieser Darstellung kann man entnehmen, daß sich mit abnehmender Umfeldleuchtdichte ein zunehmend größerer Bereich ergibt, in dem die minimale Hornhautbeleuchtungsstärke nicht von der Objektgröße abhängt (der zur Abszisse parallele Teil der Kurven). Das ist der Gültigkeitsbereich des Ricco'schen Gesetzes. Dieses besagt, daß das Produkt aus der minimalen, zum Wahrnehmen eines Objektes notwendigen Leuchtdichte und seiner Fläche konstant ist, solange das Bild des Objektes kleiner ist als die Größe des rezeptiven Feldes, auf das es abgebildet wird. Das Produkt aus der Leuchtdichte und der Fläche einer Lichtquelle entspricht ihrer Lichtstärke, die der von ihr erzeugten Hornhautbeleuchtungsstärke proportional ist. Mit anderen Worten: wenn die Objektgröße abnimmt, muß die Leuchtdichte des Objektes in gleichem Umfang steigen, um die Lichtstärke konstant zu halten.

Da die Netzhautbeleuchtungsstärke bei fester Objektgröße dem in das Auge eindringenden Lichtstrom, und dieser wiederum,

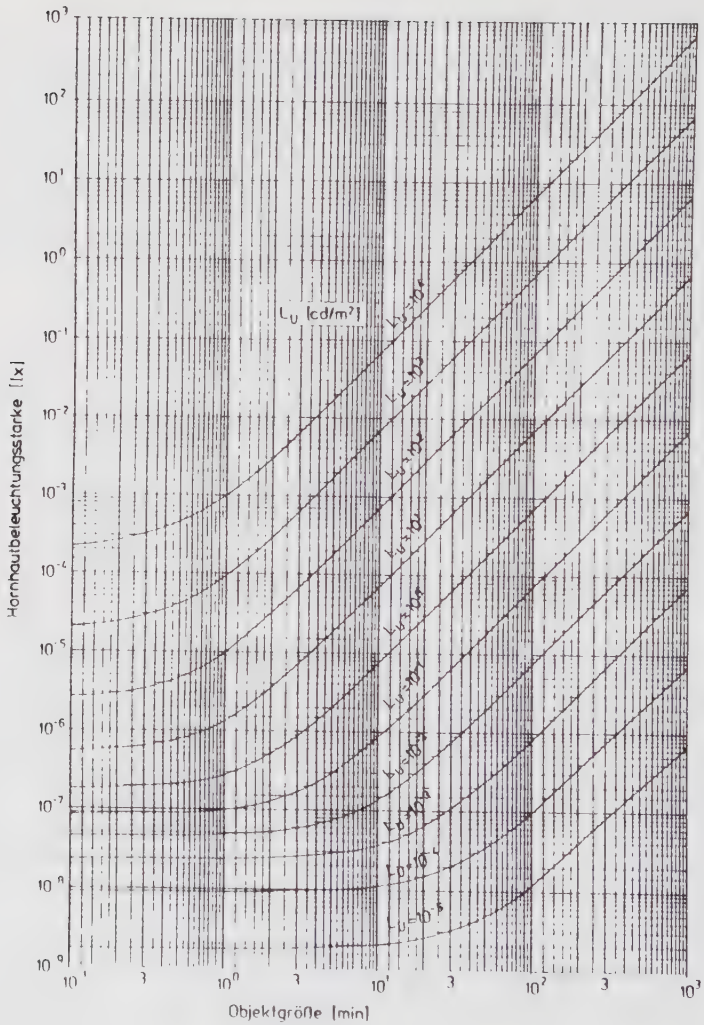


Abb.: 19: Die zum Erkennen eines Objektes minimal notwendige, von dem Objekt erzeugte Hornhautbeleuchtungsstärke als Funktion der Objektgröße und der Umfeldleuchtdichte $/2/$.

bei konstanter Pupillenweite, der Hornhautbeleuchtungsstärke proportional ist, entspricht die Minimalbeleuchtungsstärke im Gültigkeitsbereich des Ricco'schen Gesetzes dem Schwellenreiz eines Rezeptors bzw. eines rezeptiven Feldes.

Aus dem Gültigkeitsbereich des Ricco'schen Gesetzes erhält man also eine Aussage über die Größe der rezeptiven Felder, d.h. über die Größe der Bereiche, innerhalb derer eine Beeinflussung der Netzhautrezeptoren bei der Detektion eines Signales möglich ist. Die Größe der hier in Betracht kommenden Bereiche liegt zwischen $0,1'$ und $10'$. Die Größenzunahme der rezeptiven Felder mit abnehmender Umfeldleuchtdichte von $0,1'$ bis zu etwa $10'$ besagt nicht, daß sich die Organisation der rezeptiven Felder in der Netzhaut verändert, sondern sie ist darauf zurückzuführen, daß bei unterschiedlichen Umfeldleuchtdichten verschiedene Netzhautbereiche zur Beobachtung benutzt werden. So ist die hier ent-

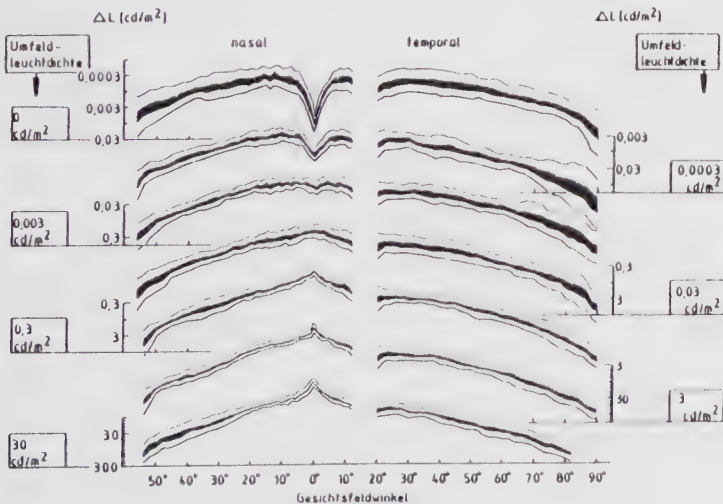


Abb. 20: Die Unterschiedsempfindlichkeit als Funktion des Netzhautortes für verschiedene Adaptationzustände
/5/

scheidende Unterschiedsempfindlichkeit bei photopischen Umfeldleuchtdichten im zentralen Bereich der Retina am größten. Bei Leuchtdichten im mesopischen und skotopischen verschiebt sich das Maximum der insgesamt abnehmenden Unterschiedsempfindlichkeit zu größeren Seh winkeln. Bei der Umfeldleuchtdichte von $0,0001 \text{ cd/m}^2$ liegt das Maximum bei 10° - 20° (Abbildung 20).

Diese Annahme über die Größe rezeptiver Felder im zentralen Netzhautbereich wird unterstützt durch Untersuchungen über die Beeinflussung der Unterschiedsempfindlichkeit durch einen benachbarten, gleichzeitig dargebotenen, unterschwelligen Reiz (/31/, /49/, /63/). Stellvertretend für diese Arbeiten seien hier die Ergebnisse von Rentschler und Hilz /31/ dargestellt.

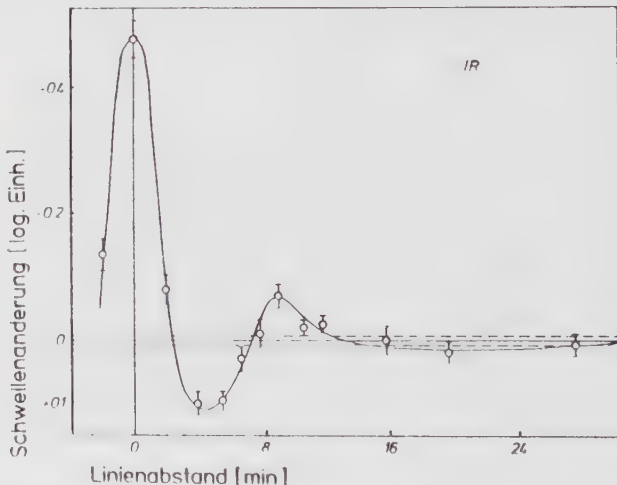


Abb. 21: Die Schwellenveränderung als Funktion des Abstandes zwischen Test- und Induktionsreiz /31/.

Sie untersuchten die Leuchtdichteschwellen zur Wahrnehmung einer Linie auf dunklerem Umfeld bei gleichzeitiger Darbietung einer unterschwelligen zweiten Linie in verschiedenen

räumlichen Abständen zur ersten. Gegenstand ihrer Untersuchungen war also die Wechselwirkung zweier benachbarter visueller Reize, von denen der eine unterschwellig war.

Im Bereich der Sehwinkel von 0 bis 3' wird die Schwelle durch die Darbietung der zweiten Linie erniedrigt, d.h. hier zeigt sich eine räumliche Summation. Bei einem Linienabstand zwischen etwa 3' und 7' ergibt sich eine Schwellenerhöhung durch laterale Hemmung. Ein verstärkender Bereich des rezeptiven Feldes wird also von einem gegenteilig wirkenden Gebiet umgeben. Im Anschluß an das abschwächende Gebiet bis zu etwa 12' zeigt sich wiederum eine positive Wechselwirkung, darüberhinaus ist keine gegenseitige Beeinflussung der Sehreize feststellbar (Abbildung 21).

Aus diesen Arbeiten kann man den Schluß ziehen, daß zumindest im Bereich der zentralen Retina bis etwa 10° peripher keine neuronalen Wechselwirkungen existieren, die eine gegenseitige Beeinflussung zweier kleiner Reize über eine Entfernung bis zu 2° auslösen könnten.

Mit diesen Arbeiten ist demnach eine neuronale Komponente der physiologischen Blendung bei Blendwinkeln größer als einige Minuten nur schwer vereinbar.

4. Meßverfahren

4.1 Anforderungen an eine Meßapparatur

Da für den Bereich großer Streuwinkel (5° - 50°) eine gute Übereinstimmung zwischen subjektiv und objektiv ermittelten Daten besteht, kann die Frage nach der Ursache der physiologischen Blendung in diesem Winkelbereich als geklärt betrachtet werden. Bei Streuwinkeln kleiner als 5° gibt es entweder Diskrepanzen zwischen den beiden Meßmethoden oder die einzelnen Augenmedien konnten nicht getrennt untersucht werden, sofern die verwendeten Apparaturen überhaupt in der Lage waren in diesem Winkelbereich zu messen. Das Ziel muß also ein Aufbau sein, bei dem das Streulichtverhalten der einzelnen Augenmedien getrennt bei kleinen Streuwinkeln gemessen werden kann.

Wie groß ist eine sinnvolle untere Auflösungsgrenze? Sie ergibt sich aus der optischen Qualität des menschlichen Auges. Eine punktförmige Lichtquelle wird aufgrund der verschiedenen Abbildungsfehler (sphärische und chromatische Aberration, endliches Öffnungsverhältnis, Netzhautstruktur) selbst bei einem rechtsichtigen Auge verwaschen auf der Netzhaut abgebildet. Mehrere Arbeitsgruppen haben in den letzten Jahren den Verlauf des Netzhauthildes einer Punktlichtquelle, bzw. die mathematisch äquivalente Modulationsübertragungsfunktion des menschlichen Auges gemessen (Röhler 1962 /50/, Krauskopf 1962 /36/, Westheimer und Campbell 1962 /62/, Gubisch 1967 /24/, Sliney und Freasier 1973 /51/, van Meeteren 1974 /38/, Vos et al. 1976 /58/). Stellvertretend für die untereinander recht gut übereinstimmenden Ergebnisse sollen hier die Resultate von van Meeteren für die Modulationübertragungsfunktion (Abb. 22) und die von Röhler kombiniert mit denen von Sliney für die Verteilung der Netzhautbeleuchtungsstärke bei der Abbildung eines Leuchtdichtesprunges (Abb. 23) aufgeführt werden.

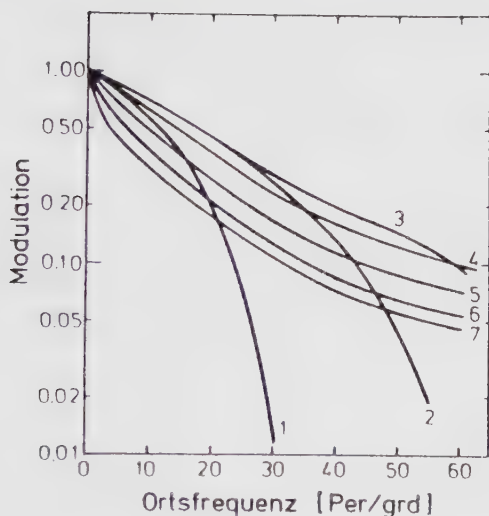


Abb. 22: Die Modulationsübertragungsfunktion des menschlichen Auges, Parameter der verschiedenen Kurven ist die Pupillenweite /38/

In der Abbildung 23 ist gleichzeitig die Verteilung des Streulichtes auf der Netzhaut gestrichelt eingetragen, die sich für eine Lichtquelle von 10° Durchmesser und einer Leuchtdichte von 10^4 cd/m² ergibt, wenn man von der Annahme ausgeht, daß die Schleierleuchtdichte nach der Holladay-Formel (2) verläuft. Hieraus ersieht man, daß für Streuwinkel kleiner als 10° die Streulichte effekte relativ an Bedeutung verlieren.

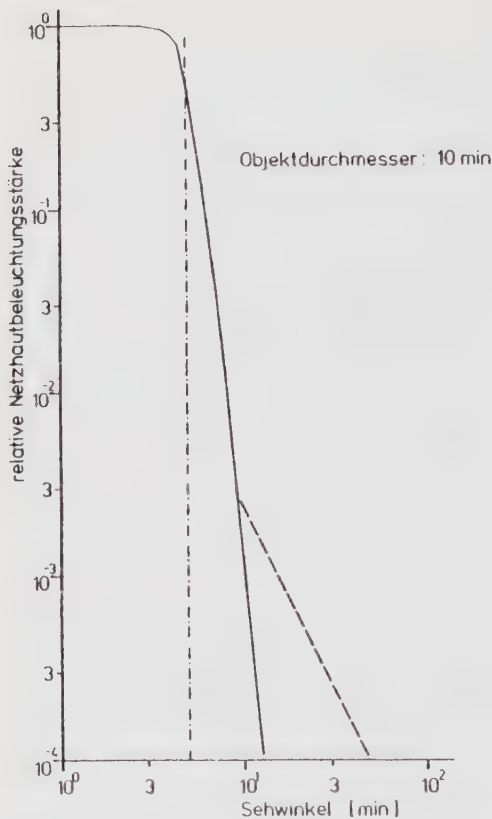


Abb. 23: Der Verlauf der relativen Netzhautbeleuchtungsstärke bei Abbildung einer Leuchtdichtestufe bei einem Sehwinkel von 5', die Verteilung der Schleierleuchtdichte ist gestrichelt eingezeichnet /50, 51/.

4.2 Realisierung

Es wurde also eine Apparatur benötigt, die es erlaubte, im Winkelbereich von etwa 10' bis zu deutlich mehr als 5° das an den einzelnen Augenmedien entstehende Streulicht zu messen. Diese Anforderungen konnten wie folgt erfüllt werden:

Die zu untersuchende Probe steht in der gemeinsamen vertikalen Drehachse zweier Schwenkarme (Abb. 24). Auf dem linken Schwenkarm befindet sich ein He-Ne-Laser mit einer Ausgangs-

leistung von 1,26 mW. Vor dem Laser steht eine erste Blende, deren Durchmesser mit 1,5 mm so gewählt ist, daß Beugungseffekte bei passender Justierung vernachlässigt werden können. Sie bewirkt, daß die aus dem Lasergehäuse austretende Anregungsstrahlung sowie die Streustrahlung des Lasers aus dem weiteren Strahlengang weitgehend ausgeblendet werden.

Hinter dieser Blende befindet sich ein $\lambda/4$ -Plättchen, das so justiert ist, daß die lineare Polarisierung der Laserstrahlung in zirkuläre Polarisierung geändert wird. Dies dient dazu, Streueffekte, die von der Polarisationsrichtung abhängig sind, zu unterdrücken.

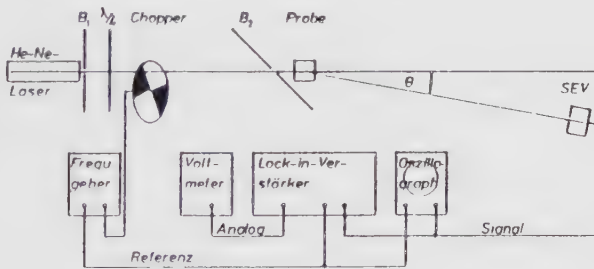


Abb. 24: Schematische Darstellung der verwendeten Apparatur

Daran anschließend steht ein Chopperrad im Strahlengang, das die Laserstrahlung und damit das resultierende Streulicht zeitlich moduliert. Die Modulation der Strahlung ist Voraussetzung um einen Lock-in-Verstärker als Meßverstärker benutzen zu können (s.u.).

Unmittelbar vor der Probe befindet sich eine zweite Blende. Sie besteht aus einem unter 45° durchbohrten Absorptionsglas ($\tau < 0,1\%$ bei $\lambda = 633 \text{ nm}$), das zum einen nochmals unerwünschte Streustrahlung (z.B. vom $\lambda/4$ -Plättchen) ausblendet und

zum anderen die Reflexe der Meßküvette absorbiert bzw. aus dem Strahlengang reflektiert.

Die Probenhalterung besteht für die flüssigen Komponenten des Auges (Kammerwasser und Glaskörper) aus einer Küvette mit einer Schichttiefe von 10 mm. Die Wände der Küvette sind außen gegen Luft und innen gegen Wasser für eine Wellenlänge von 633 nm entspiegelt ($\rho < 0,5\%$), um Reflexe an den Grenzflächen zu minimieren. Mit der gleichen Entspiegelung sind die Deckgläser der Halterungen für die Corneae und die Linsen versehen, die jedoch aufgrund des geringfügig größeren Brechungsindex dieser beiden Augenmedien gegenüber Wasser nicht ganz so wirksam ist.

Auf dem zweiten Schwenkarm befindet sich in einer Entfernung von 1,42 m zur Probe ein Sekundärelektronenvervielfacher Typ RCA IP 21. Die wirksame Meßfläche hat einen Durchmesser von 2 mm. Sie bestimmt zusammen mit dem Laserstrahldurchmesser ($1/e^2$) von 1,5 mm und der Entfernung Probe - SEV das Winkelauflösungsvermögen der Apparatur zu $10'$.

Dieser Wert gilt bei Proben, die keine Brechkraft haben, d.h. der Beleuchtungsstrahl verläßt die Probe parallel. Besitzt die Probe eine Brechkraft S/d , so hat der vor der Probe parallele Beleuchtungsstrahl mit einem Durchmesser d /m/ hinter der Probe in einem Abstand e /m/ einen Durchmesser D /m/: $D = e \cdot d \cdot S - d$; ($f < e$) (Abb. 25), vorausgesetzt, die optische Achse des Systems stimmt mit dem Beleuchtungsstrahl überein.

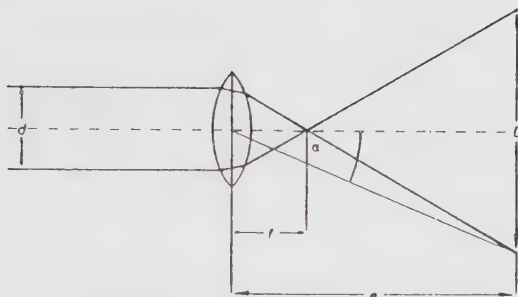


Abb. 25: Das Verhalten einer streuenden Probe mit optischer Wirkung

Außerhalb eines Kegels mit dem Öffnungswinkel $\alpha = \arctan(D/2e)$ liegt also nur durch die Probe verursachtes Streulicht vor. Bei einer Brechkraft von z.B. 10 dpt ergibt sich für die verwendete Apparatur ein minimales α von $24'$.

Der Arbeitswiderstand des SEV beträgt 1 MOhm, so daß die maximal zulässige Ausgangsspannung laut Datenblatt 100 V beträgt. Das Ausgangssignal des SEV wird mit einem Lock-in-Verstärker Modell Ithaco 393 aufgearbeitet und registriert. Ein Lock-in-Verstärker ist vom Prinzip her ein Wechselspannungs-Voltmeter mit sehr großer Frequenzselektivität. Der Verstärker registriert nur die Signale, die an seinem Eingang (Empfindlichkeit 10^{-7} V - 10 V) in ihrer Modulationsfrequenz mit einer von außen vorgegebenen Referenzfrequenz (Chopperrad) übereinstimmen. Der SEV kann unter seiner Maximalbelastung und -empfindlichkeit betrieben werden, ohne daß sich ein Abweichen vom linearen Zusammenhang zwischen der Bestrahlungsstärke auf der Kathode des SEV und dem Ausgangssignal des Lock-in-Verstärkers ergibt.

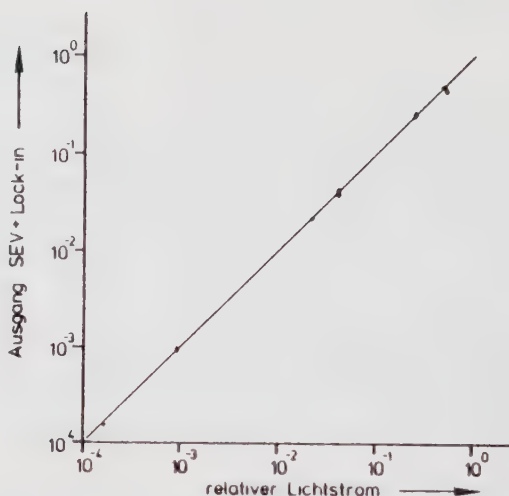


Abb. 26: Das Ausgangssignal des Photomultipliers als Funktion der relativen Bestrahlungsstärke

Dies erklärt sich aus der Tatsache, daß das Eigenrauschen des SEV durch den Lock-in-Verstärker weitestgehend unterdrückt wird. Aus dieser Eigenschaft ergeben sich zwei Vorteile für die Messung von geringen Streulichtintensitäten:

- 1) der Meßraum muß nicht vollständig verdunkelt werden, da das Restlicht nicht moduliert ist,
- 2) trotz einiger Vorsichtsmaßnahmen konnte der Meßraum nicht vollkommen staubfrei gehalten werden. Durch den Meßstrahl treibende Staubpartikel können das Signal am SEV kurzfristig bis um den Faktor 20 erhöhen. Diese Erhöhung wird jedoch vom Lock-in nicht registriert, bei schnellen Staubpartikeln aufgrund seiner hohen Frequenzselektivität und bei langsamen Staubpartikeln durch eine geeignet gewählte Integrationszeit, die deutlich größer sein muß als die Verweildauer dieser Partikel im Meßstrahl.

Das Analogausgangssignal des Lock-in wird auf ein Digital-

Voltmeter gegeben, um die Ablesung zu vereinfachen.

Gleichzeitig mit der Registrierung im Lock-in wird das Signal des SEV auf einem Oszillographen dargestellt, um Schwankungen des Meßsignals (Staub, Erschütterungen des Meßraumes) visuell feststellen zu können.

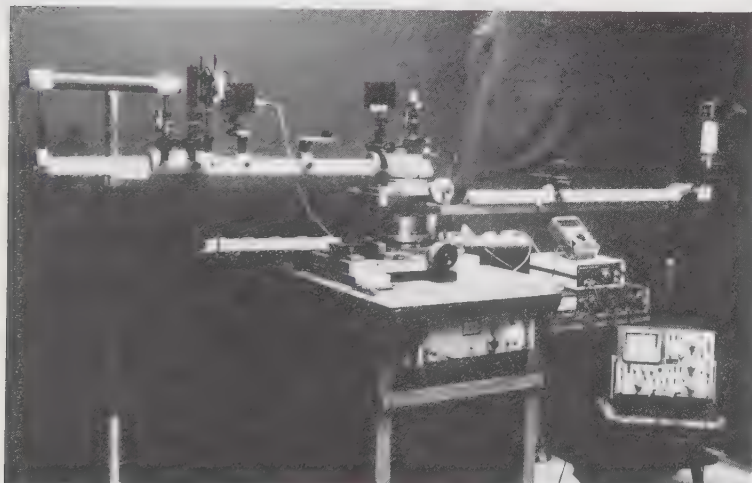


Abb. 27: Die verwendete Meßapparatur ohne Streulichtschutzverkleidungen

4.3 Justierung der Apparatur

Vor Beginn der Messungen mußte sichergestellt sein, daß die Drehachsen der Beleuchtungs- und der Beobachtungsrichtung übereinstimmen und die Probe sich in dieser gemeinsamen Achse befindet. Dazu wurde auf der Beobachtungsseite ein Justierlaser eingesetzt und so ausgerichtet, daß der Laserstrahl senkrecht durch die Drehachse ging. Bei exakter Justierung mußte der Strahl auch dann die Drehachse senkrecht schneiden, wenn die Beobachtungsseite um 90° geschwenkt wur-

de. Der Beleuchtungslaser wurde nun so ausgerichtet, daß er ebenfalls senkrecht auf der gemeinsamen Drehachse stand, d.h. der Laserstrahl wurde von den Resonatorspiegeln des Justierlasers in sich reflektiert. Entfernte man nun den Justierlaser, so mußte der SEV auf der Beobachtungsseite so ausgerichtet werden, daß in der 0°-Stellung der Beleuchtungsstrahl auf das Zentrum der Empfängeröffnung fiel, was bei einer Öffnung von 2 mm sehr genau einzustellen war. Die Probe wurde jeweils mit ihrer Halterung so in der Drehachse angebracht, daß der Beleuchtungsstrahl senkrecht auf der Küvettenwand stand. Die Genauigkeit der Winkeleinstellung betrug 1' und war somit wesentlich größer als das Auflösungsvermögen der Apparatur.

4.4 Präparation der Meßobjekte

Zur Streulichtmessung wurden ausschließlich Augen von Rindern unterschiedlichen Alters verwendet. Wie bereits in früheren Arbeiten (Boettner und Wolter 1962 /11/, Ucke 1973 /55/, Davson 1974 /16/) gezeigt wurde, ist der anatomische, physiologische und chemische Aufbau der Augen höherer Säugetiere so ähnlich, daß die an solchen Augen gewonnenen Meßwerte auch auf den Menschen übertragbar sind. Dabei müssen allerdings die Größenunterschiede sowie die Altersfrage berücksichtigt werden.

Die Augen, die vom Städtischen Schlachthof München bezogen wurden, wurden unmittelbar nach dem Tode der Tiere enukleiert und bis zur Präparation in gekühlter isotonischer Kochsalzlösung aufbewahrt. Vor der Präparation wurden die Augen visuell auf pathologische Veränderungen (Verletzungen, Narben, Einschlüsse, Medientrübungen) untersucht und nur einwandfreie Exemplare zur Messung benutzt. Die Messungen konnten jeweils bis 1,5 Stunden nach dem Tod des Tieres abgeschlossen werden. Nach Messungen von DeMott und Boynton 1958 /43/, Mellerio 1971 /39/, Ucke 1973 /55/ und Wehmeyer 1980

/60/ konnte gezeigt werden, daß bis zu einem Zeitraum von mindestens 3 Stunden nach dem Tod des Tieres keine meßbaren Veränderungen an den Augenmedien auftreten, wenn, wie bereits erwähnt wurde, die Augen gekühlt aufbewahrt werden und weder austrocknen noch aufquellen können. Diese Tatsache erklärt sich aus der Art der Versorgung der Augenmedien, bei denen Hornhaut, Kammerwasser, Linse und Glaskörper normalerweise von Blutgefäßen frei sind und somit langsam durch Diffusion ernährt werden müssen.

Spätestens eine halbe Stunde nach dem Tod des Tieres konnte mit der Präparation begonnen werden. Das Kammerwasser wurde mit einer feinen Kanüle (Innendurchmesser 0,6 mm) abgezogen. Die Cornea wurde mit einer Cornea-Schere am Übergang Cornea-Sclera abgetrennt. Zur Messung wurde jeweils nur der zentrale Bereich der Cornea (Durchmesser etwa 1 cm) benutzt. Solch kleine Abschnitte der Cornea konnten ohne eine Vermehrung des resultierenden Streulichtes zwischen zwei planparallele Platten gebracht werden.

Nach Entfernung der Iris wurden die Zonula-Fasern mit einem Skalpell durchtrennt, und die Linse konnte mit intakter Linsenkapsel aus dem Auge gehoben werden. Die Linsen wurden in speziellen zylinderförmigen Küvetten gemessen, deren Tiefe (10 mm - 12 mm) jeweils geringfügig kleiner gewählt war als die Dicke der entspannten Linse. Damit bildeten sich an den Grenzflächen Küvettenwand-Linsenkapsel kreisförmige Berührungsflächen (Durchmesser etwa 5 mm), die zueinander parallel waren und zwischen denen sich der Linsenpol befand. Auf diese Weise ließ sich erreichen, daß die Linse planparallele Oberflächen erhielt, ohne daß vermehrtes Streulicht auftrat. Da die Linse einen von außen nach innen anwachsenden Brechungsindex besitzt, blieb bei dieser Präparationsmethode ein Teil der Linsenbrechkraft erhalten. Die Restbrechkraft lag aber unterhalb von 10 dpt und ermöglichte somit Messungen bis hinunter zu Winkeln von 30' (s.Kap. 4.2). Der Glaskörper ließ sich in den meisten Fällen ohne Verunreinigung

gen mit einer großen Kanüle (Durchmesser 2,5 mm) abziehen.

An einem Tag wurde der besseren Vergleichbarkeit halber jeweils nur eins der vier untersuchten Augenmedien und möglichst nur von einer Altersgruppe gemessen. An einem Meßtermin konnten bis zu fünf Proben untersucht werden, die Messungen waren jeweils, von absichtlichen Ausnahmen abgesehen, 1,5 Stunden nach dem Tod der Tiere beendet.

5. Auswertung der Ergebnisse

5.1 Korrektur der Meßdaten

Die während der Messung am SEV registrierten relativen Bestrahlungsstärken als Funktion des Streuwinkels müssen noch bereinigt werden und zwar um folgende Faktoren:

- 1) Eigenstreuung der Küvetten und der Apparatur,
- 2) Brechung an den Grenzflächen Medium-Glas und Glas-Luft,
- 3) Änderung des Raumwinkels der Empfängerfläche durch die Brechung.

ad 1) Im Anschluß an jede Messung wurde der Einfluß der Küvetten ohne Streumedium sowie das von der Apparatur verursachte Streulicht bestimmt. Da die Küvetten zerlegt werden konnten, war es möglich, nur die vordere und die hintere Küvettenwand mit einem dünnen Film Aqua bidest. zu messen. Eine leere Küvette hätte durch die geänderten Verhältnisse der Brechungsindices nicht vergleichbare Werte geliefert. Die Meßwerte für die Küvette plus Apparatur waren jeweils deutlich kleiner als die kleinsten Meßwerte der am wenigsten streuenden Probe (Kammerwasser) (Abb. 28). Sie wurden von den Meßwerten mit Probe subtrahiert. Damit war sichergestellt, daß jeweils nur das Streulicht der Probe in der entsprechenden Dicke ausgewertet wurde.

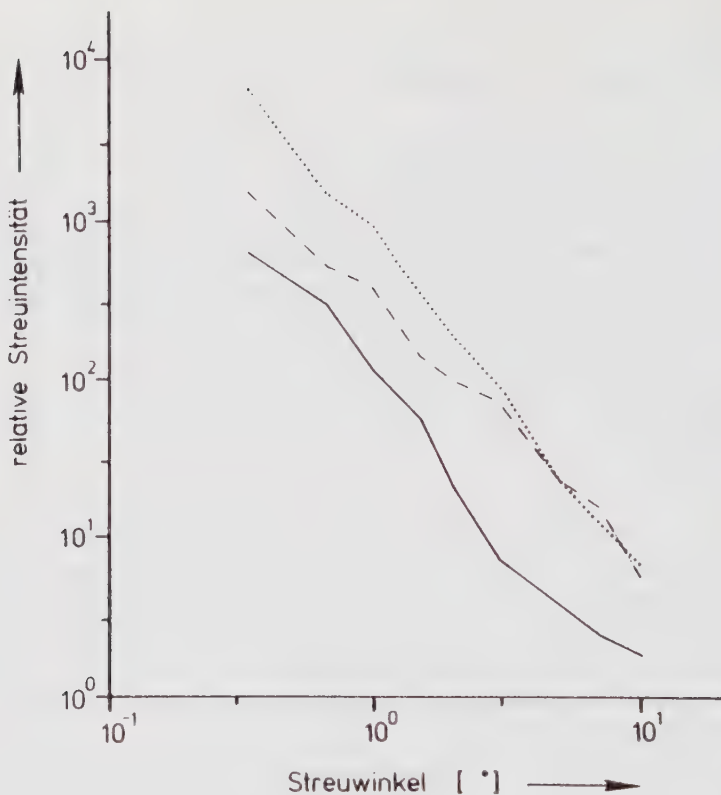


Abb. 28: Typische Meßwerte von Kammerwasser (punktiert und strichpunktiert) im Vergleich zum Wert der Küvette plus Apparatur (ausgezogen).

ad 2) Durch die unterschiedlichen Brechungsindizes von Probe und Küvettenglas bzw. Luft wird in der Küvette entstehendes Streulicht an den Grenzflächen zweimal gebrochen. Damit sind die mit dem SEV eingestellten Streuwinkel nicht identisch mit den Streuwinkeln in der Probe.

Aufgrund des Brechungsgesetzes gilt (siehe Abbildung 29)
 $\sin \alpha_1 / \sin \alpha_2 = n_2 / n_1$ und $\sin \alpha_2 / \sin \alpha_3 = n_3 / n_2$ also

$$\alpha_1 = \arcsin\left(\left(\frac{n_3}{n_1}\right) \sin(\alpha_3)\right)$$

(3)

Das bedeutet, daß für die Winkelverhältnisse nur die Brechungsindizes von Probe und Außenraum von Bedeutung sind. Die in der Küvettenwand entstehende Versetzung des Strahles wird hier vernachlässigt, da der Empfänger um etwa die 1500-fache Küvettenwandstärke entfernt steht. Die zur Korrektur

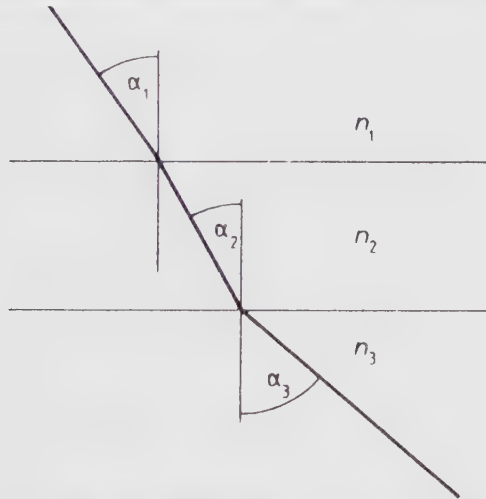


Abb. 29 : Änderung des Streuwinkels durch Brechung an den Grenzflächen Medium-Glas und Glas-Luft

benutzten Brechungsindizes der Augenmedien für die Wellenlänge 633 nm sind /60/:

n_{Cornea}	$= n_{\text{Linse}}$	$= 1,371$
$n_{\text{Kammw.}}$	$= n_{\text{Glask.}}$	$= 1,333$

ad 3) Durch die Brechung an den beiden Grenzflächen erscheint die kreisförmige Empfängerfläche von der Probe aus gesehen ellipsenähnlich verzerrt. Die Änderung des Raumwinkels liegt aber für den größten gemessenen Winkel bei weniger als 1,5%, was angesichts der sonstigen Streuung der Meßergebnisse vernachlässigt werden darf.

Nach diesen Korrekturen erhält man bereinigte Meßdaten für die verschiedenen Augenmedien in den gemessenen Probenstärken. Daraus werden die relativen Beleuchtungsstärken am SEV als Funktion des Streuwinkels pro Längeneinheit der streuenden Substanz berechnet, die für die spätere Integration zur Berechnung der Beleuchtungsstärkeverteilung auf der Netzhaut benötigt werden.

5.2 Berechnung der Verteilung der Schleierleuchtdichte

Aus den Streuindikatrices der einzelnen Augenmedien soll jetzt zunächst die durch das intraokulare Streulicht verursachte Beleuchtungsstärkeverteilung auf der Netzhaut berechnet werden. Dabei werden zwei Annahmen gemacht:

- 1) Der Anteil des gestreuten Lichtes ist so gering, daß Mehrfachstreuung vernachlässigt werden kann.
- 2) Die Augenmedien werden als absorptionsfrei angenommen, daraus ergibt sich zusammen mit der geringen Streuung der Augenmedien, daß der in das Auge einfallende Lichtstrom auf dem Weg durch das Auge nur unbedeutend geschwächt wird. Anders gesagt, die Beleuchtungsstärke im Laserstrahl ist auf dem Weg durch das Auge konstant.

Um einen Vergleich mit den subjektiven Messungen zur physiologischen Blendung herstellen zu können, wird anschließend aus der Verteilung der Netzhautbeleuchtungsstärke die zugehörige Schleierleuchtdichte berechnet, die eine Versuchsperson in dieser Situation empfinden würde.

- a) Die korrigierten Ergebnisse der Streulichtmessung stellen die relative Bestrahlungsstärke an der Empfängerfläche des SEV dar, gemessen über die Ausgangsspannung U_{PM} des SEV und bezogen auf den Lichtstrom Φ_{las} des Lasers und die Längeneinheit der Probe. Diese Verteilung wird mit einer Potenzfunktion approximiert:

$$\frac{U_{PM}(\theta)}{\Phi_{los} dl} = \frac{A}{\theta^n \Phi_{los} dl} \quad (4)$$

Mit Hilfe einer Eichmessung mit einem geeigneten Luxmeter werden diese Werte in absolute Beleuchtungsstärken umgerechnet:

$$E_{PM}(\theta) = c U_{PM}(\theta) = \frac{cA}{\theta^n} \quad c = 1,14 \times 10^{-4} \frac{lx}{V} \quad (5)$$

- b) Multipliziert man diese Werte mit dem Quadrat des Abstandes von Probe und Multiplier d_{PM}^2 , so erhält man die Lichtstärke der Probe pro Längeneinheit, wiederum bezogen auf den Laserlichtstrom.

$$\frac{dI(\theta)}{dl \Phi_{los}} = \frac{c A d_{PM}^2}{\theta^n \Phi_{los} dl} \quad (6)$$

- c) Zur Berechnung der Beleuchtungsstärkeverteilung auf der Netzhaut wurde folgendes Modell gewählt:

Ein in das Auge einfallender Lichtstrahl erzeugt durch das Streulicht eine leuchtende Säule im Auge. Ein Abschnitt dieser Säule mit der Länge dl erzeugt auf einer bestimmten Stelle der Retina eine Beleuchtungsstärke dE_R , die sich aus seiner Lichtstärke für den entsprechenden Winkel dividiert durch das Quadrat des Abstandes s zwischen diesem Abschnitt und der Retina ergibt.

Die gesamte Beleuchtungsstärke an dieser Stelle der Netzhaut erhält man, indem man über die Länge der leuchtenden Säule integriert.

$$\frac{E_R(\theta)}{\Phi_{los}} = \int_{l_1}^{l_2} \left(\frac{dI(\theta')}{\Phi_{los} dl} \right) \frac{1}{s^2} dl \quad (7)$$

Dabei wird der Umstand, daß die betrachtete Fläche nicht immer senkrecht auf der Beleuchtungsrichtung steht, vernachlässigt, da die Unterschiede bei den Bereichen der betrach-

teten Lichtsäule, aus denen nennenswerte Beiträge kommen, klein sind. D.h. der Projektionswinkel liegt nahe bei 90° , somit unterscheidet sich der Cosinus dieses Winkels nicht wesentlich von 1.

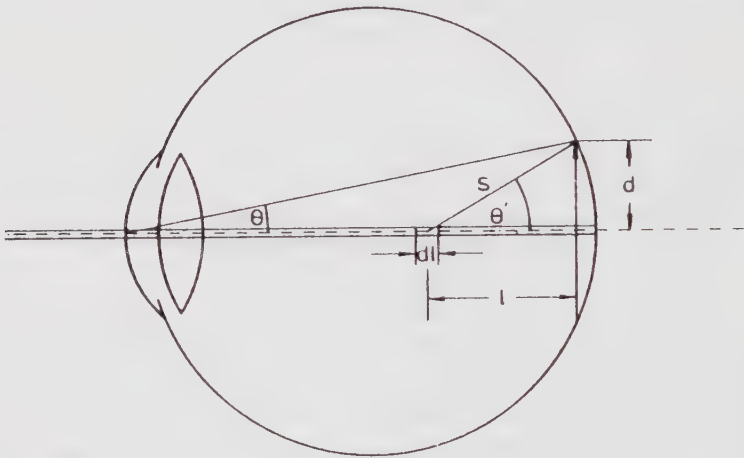


Abb. 30: Veranschaulichung der Integration zur Berechnung der Verteilung der Netzhautbeleuchtungsstärke.

Will man jetzt aus dieser retinalen Beleuchtungsstärkeverteilung auf die empfundene Verteilung der Schleierleuchtdichte schließen, so benötigt man den Zusammenhang zwischen der Leuchtdichte eines Objektes und der Beleuchtungsstärke, die sein Bild auf der Netzhaut erzeugt.

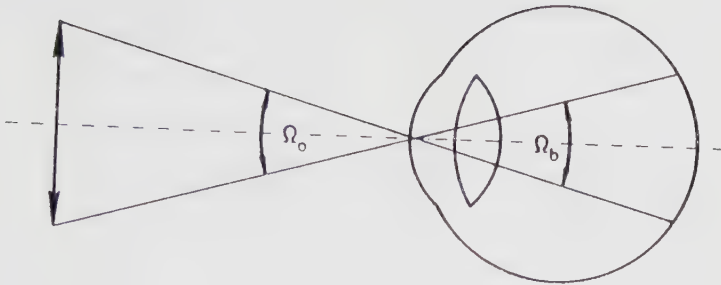


Abb. 31: Die Abbildungsverhältnisse im Auge

Die Leuchtdichte des Objektes sei L_0 . Die Beleuchtungsstärke, die es am Auge erzeugt, ergibt sich aus seiner Leuchtdichte L_0 , seiner Fläche F_0 und seinem Abstand g zum Auge.

$$E = \frac{L_0 F_0}{g^2} \quad (8)$$

Der Lichtstrom Φ , der ins Auge gelangt, berechnet sich aus der Hornhautbeleuchtungsstärke durch Multiplikation mit der Pupillenfläche $F_P = d_P^2 \pi/4$ (d_P : Pupillendurchmesser). Dieser Lichtstrom verteilt sich gleichmäßig auf die Fläche des Bildes F_B und erzeugt die Beleuchtungsstärke $E_R = \Phi/F_B$, so daß gilt:

$$E_R = \frac{L_0 F_0 \pi d_P^2}{4 g^2 F_B} \quad (9)$$

F_0/g^2 stellt aber den Raumwinkel des Objektes Ω_0 dar und dieser ist gleich dem Raumwinkel des Bildes, der sich aus seiner Fläche und dem Quadrat der hinteren Brennweite des Auges f_{Oc} ergibt. Damit folgt unter der Voraussetzung $\Omega_0 = \Omega_B$:

$$E_R = \frac{\pi L_0 \Omega_0 d_P^2}{4 \Omega_B f_{Oc}^2} = \frac{\pi}{4 f_{Oc}^2} L_0 d_P^2 = 2,7 \times 10^3 L_0 d_P^2 \quad [d_P] = m \quad (10)$$

Damit kann man aus der Netzhautbeleuchtungsstärke E_R , die durch Streulicht verursacht wird, auf die empfundene Schleierleuchtdichte L_S , bezogen auf den Laserlichtstrom, schließen (aus (7) und (10)):

$$\begin{aligned} \frac{L_S}{\Phi_{los}} &= \frac{3,7 \times 10^{-4} E_R}{d_P^2 \Phi_{los}} = \frac{3,7 \times 10^{-4}}{d_P^2 \Phi_{los}} \int_{l_1}^{l_2} \frac{dI(\theta')}{dl} \frac{1}{s^2} dl \\ &= \frac{3,7 \times 10^{-4} c A d_{PM}^2}{d_P^2 \Phi_{los}} \int_{l_1}^{l_2} \frac{1}{(\arctan(d/l))^n} \frac{1}{d^2 + l^2} dl \end{aligned} \quad (11)$$

Da die einzelnen Augenmedien unterschiedliche Streuindikatrices aufweisen, muß man für sie jeweils getrennt integrieren, so daß sich schließlich ergibt:

$$\begin{aligned} \frac{L_S}{\Phi_{los}} &= \frac{3,7 \times 10^{-4} c d_{PM}^2}{d_P^2 \Phi_{los}} \left(\int_{l_4}^{l_5} \frac{A_{Cornea}}{(\arctan(d/l))^{n_C} (d^2 + l^2)} dl + \right. \\ &\quad + \int_{l_3}^{l_4} \frac{A_{Kammerwasser}}{(\arctan(d/l))^{n_{Kw}} (d^2 + l^2)} dl + \int_{l_2}^{l_3} \frac{A_{Linse}}{(\arctan(d/l))^{n_L} (d^2 + l^2)} dl + \\ &\quad \left. + \int_{l_1}^{l_2} \frac{A_{Glaskorper}}{(\arctan(d/l))^{n_{Gk}} (d^2 + l^2)} dl \right) \end{aligned} \quad (12)$$

Dabei gilt: $l_1 = 0,01$ mm, $l_2 = 16,8$ mm, $l_3 = 20,4$ mm, $l_4 = 23,5$ mm, $l_5 = 24$ mm.

Die Schleierleuchtdichte für eine beliebige Situation erhält man, indem man diese Werte mit dem ins Auge eindringenden Lichtstrom bzw. mit dem Produkt aus Hornhautbeleuchtungsstärke und Pupillenfläche multipliziert:

$$L_S(\theta) = \frac{3,7 \times 10^{-4} c d_{PM}^2}{d_p^2 \Phi_{los}} \Phi_{oklueff} \Sigma(\theta) ; \quad \Sigma(\theta) = \sum_i \frac{A_i}{\theta^{n_i} s^2} dl \quad (13)$$

$$= \frac{3,7 \times 10^{-4} c d_{PM}^2}{d_p^2 \Phi_{los}} E_h \frac{\pi d_p^2}{4} \Sigma(\theta)$$

$$= k' E_h \Sigma(\theta) ; \quad k' = 2,64 \times 10^{-7} \frac{1}{V}$$

6. Ergebnisse

6.1 Einzelne Augenmedien

Es sollen nun zunächst für die einzelnen Augenmedien getrennt die relativen Intensitäten des Streulichtes als Funktion des Streuwinkels für jeweils fünf Meßproben aufgezeigt werden. Die Werte sind winkelkorrigiert, und sie beziehen sich auf die Größenverhältnisse im menschlichen Auge. Die dargestellten Meßwerte stammen jeweils von jungen, nicht pathologisch veränderten Augenmedien.

Cornea

Die fünf dargestellten Ergebnisse zeigen eine gute Übereinstimmung sowohl in der Größe der Meßwerte als auch in der Steigung der einzelnen Kurven.

Kammerwasser

Diese Werte sind um mehr als eine Größenordnung kleiner als die Werte der Corneae, was aber angesichts der Zusammensetzung des Kammerwassers nicht verwunderlich ist. Es weist von allen Augenmedien den höchsten Anteil Wasser und die geringste Konzentration von Salzen und Proteinen auf. Auffällig ist weiterhin die gute Übereinstimmung der Meßwerte bei etwa 5° . Da sich jedoch die Steigungen der Kurven unterscheiden, ergeben sich bei kleinen Winkeln Abweichungen bis zu einer Größenordnung.

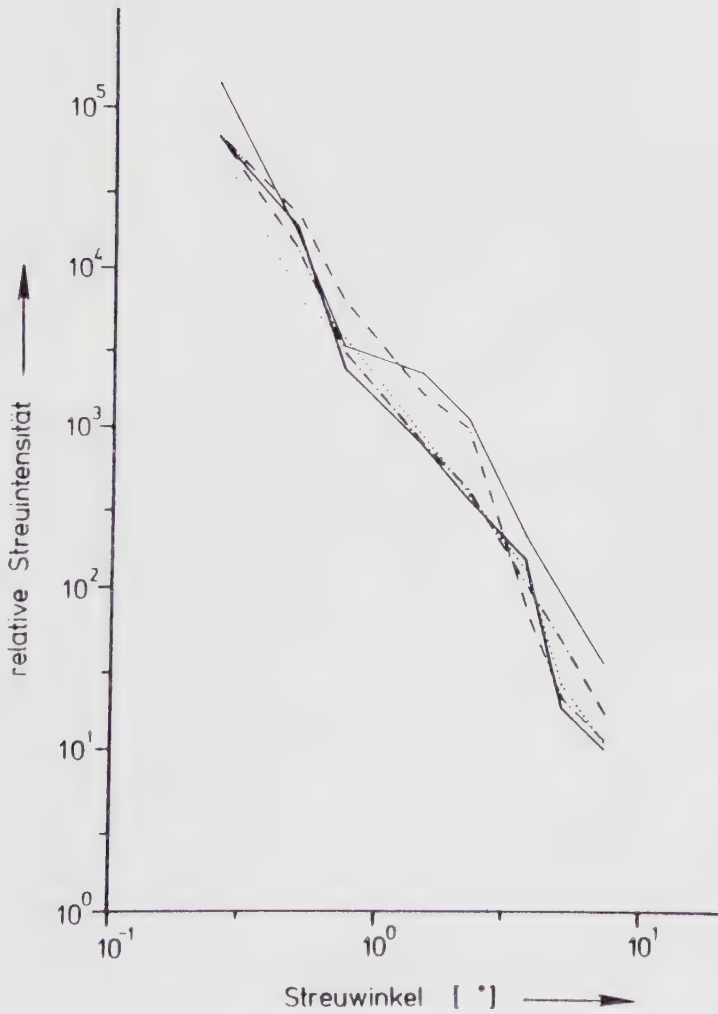


Abb. 32: Die relative Streuintensität als Funktion des Streuwinkels für fünf verschiedene Corneae, Proben-
dicke: 0,5 mm.

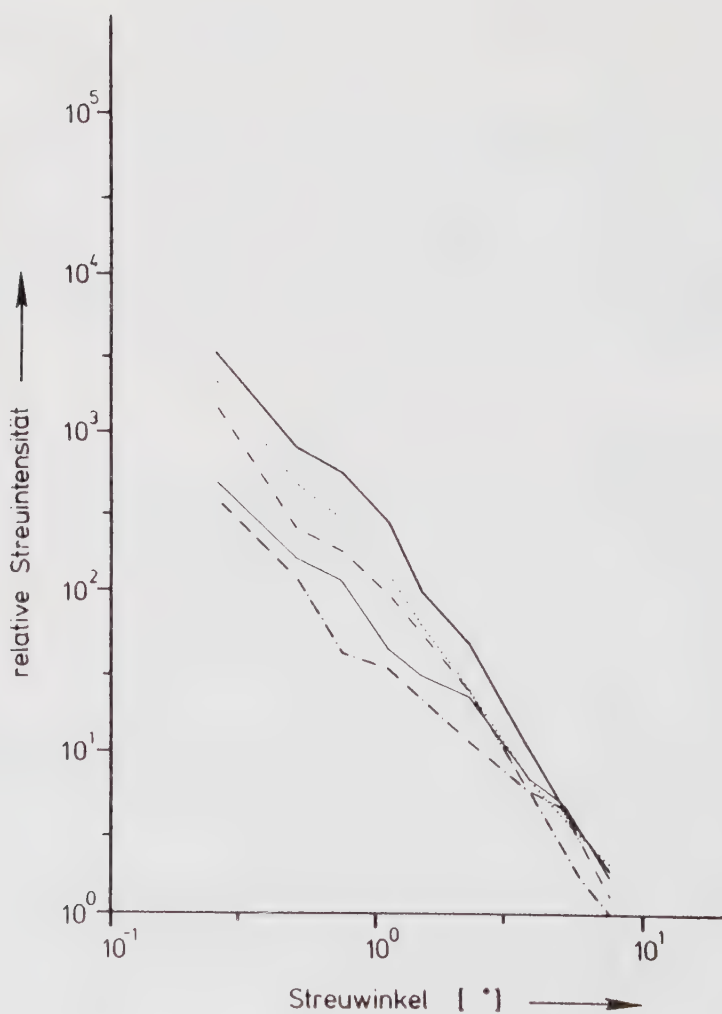


Abb. 33: Die relative Streuintensität als Funktion des Streuwinkels für fünf verschiedene Kammerwasser, Probendicke: 3,1 mm.

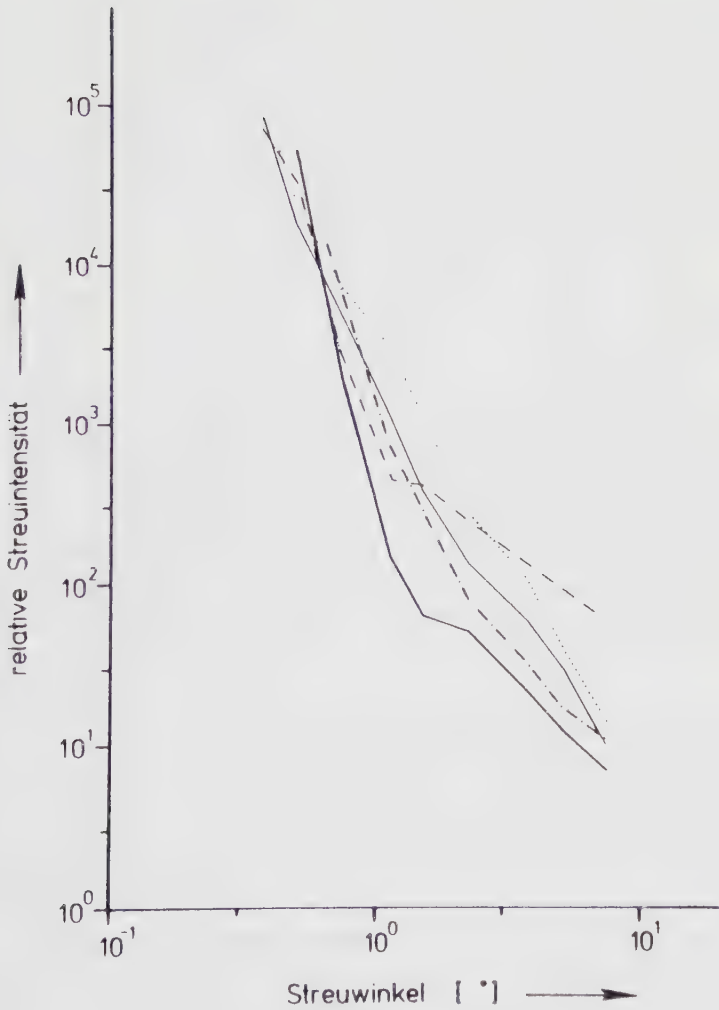


Abb. 34: Die relative Streuintensität als Funktion des Streuwinkels für fünf verschiedene Linsen, Probendicke: 3,6 mm.

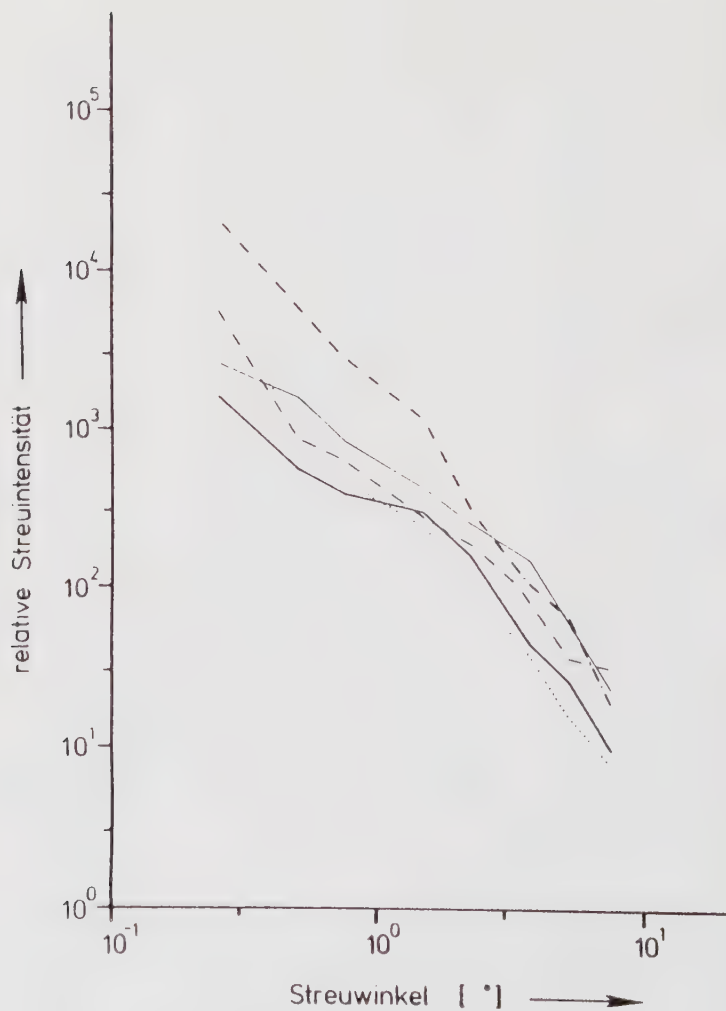


Abb. 35: Die relative Streuintensität als Funktion des Streuwinkels für fünf verschiedene Glaskörper, Probendicke: 16,8 mm.

Linse

Bei den hier dargestellten Ergebnissen der Linsen fällt auf, daß sich bei zumindest zwei der Proben bei Winkeln größer als 1° eine wesentlich kleinere Steigung der Kurve ergibt als bei den kleineren Winkeln. Wenn solche Werte zur weiteren Berechnung verwendet wurden, so wurde für diese beiden Bereiche getrennt interpoliert. Bei den kleinen Streuwinkeln zeigt sich eine gute Übereinstimmung der verschiedenen Proben.

Glaskörper

Bei den verschiedenen Glaskörperproben traten die breitesten Streuungen auf, sowohl in der Höhe als auch in der Steigung der einzelnen Kurven, ohne daß eine systematische Zuordnung der Erscheinungen hätte erfolgen können. Es soll an dieser Stelle noch einmal betont werden, daß die dargestellten Proben bei visueller Prüfung einwandfrei waren. Glaskörper mit sichtbaren Trübungen liegen um zwei Größenordnungen oder mehr über diesen Werten.

Auffällig ist die geringere Steigung dieser Kurven im Vergleich zu den Werten von Cornea oder Linse, was zu relativ niedrigen Werten bei kleinen Streuwinkeln führt.

6.2 Gesamtaugen

Aus den erzielten Meßwerten läßt sich nun mit dem im fünften Kapitel vorgestellten Formalismus die Verteilung der durch Streulicht entstehenden Netzhautbeleuchtungsstärke berechnen. Dies soll hier in drei Fällen durchgeführt werden, nämlich zuerst mit den minimalen Meßwerten der einzelnen Augenmedien (Abb. 36), um eine Untergrenze des möglichen Streu-

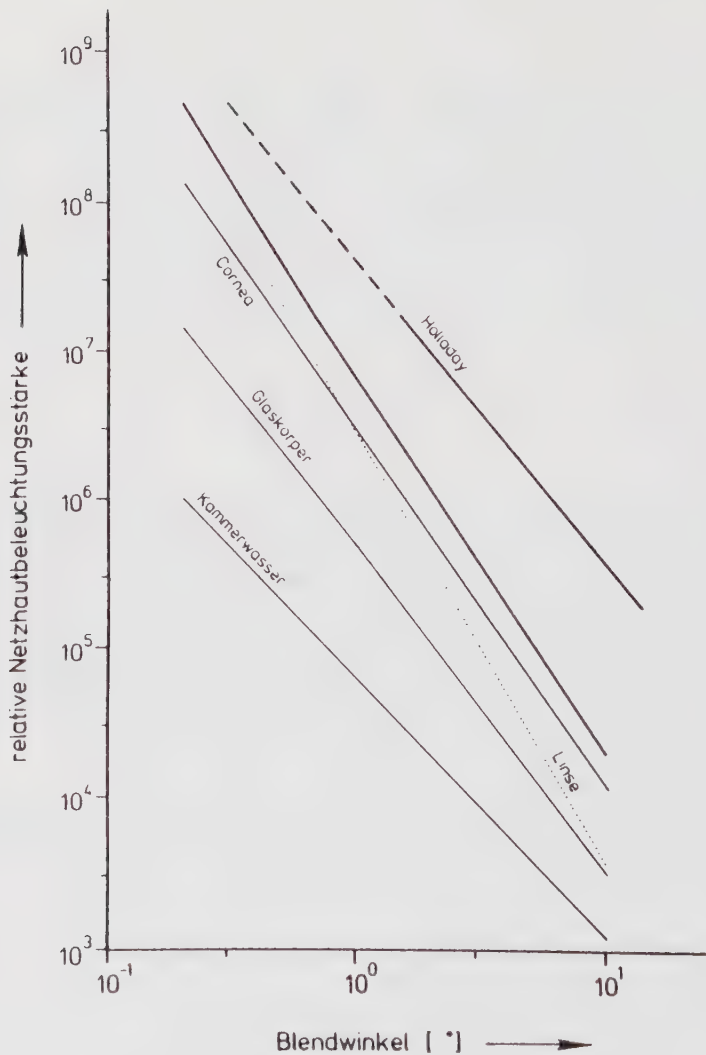


Abb. 36: Die relative Netzhautbeleuchtungsstärke als Funktion des Blendwinkels berechnet aus den minimalen Meßwerten der einzelnen Augenmedien verglichen mit den Werten, die aus der Holladay-Formel folgen.

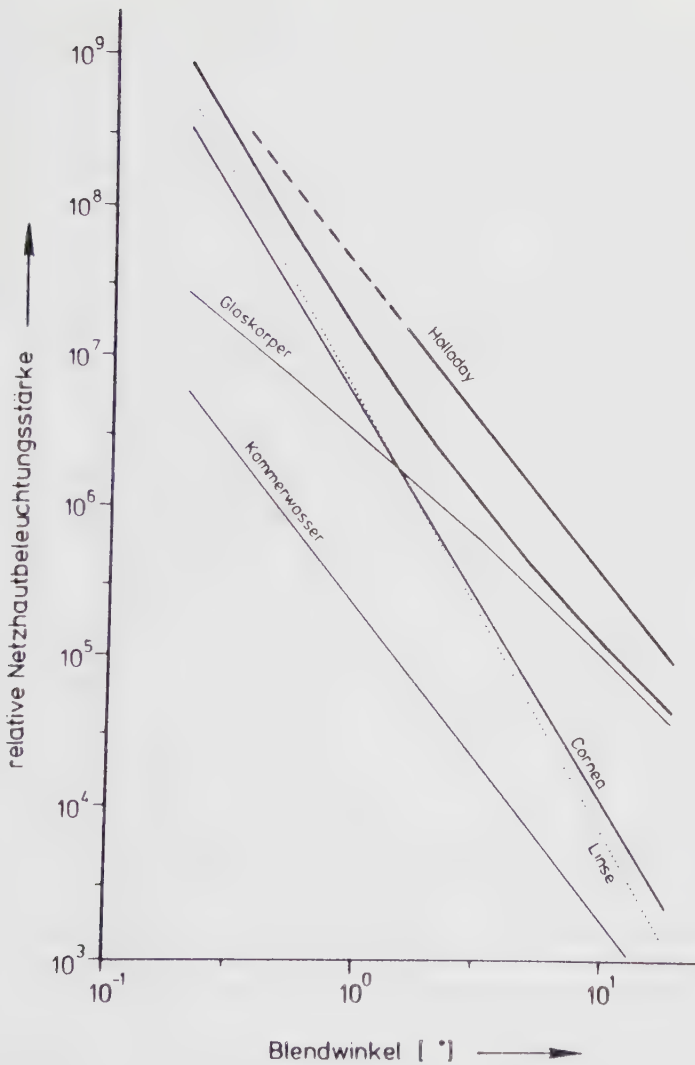


Abb. 37: Die relative Netzhautbeleuchtungsstärke als Funktion des Blendwinkels berechnet aus mittleren Meßwerten der einzelnen Augenmedien verglichen mit den Werten, die aus der Holladay-Formel folgen.

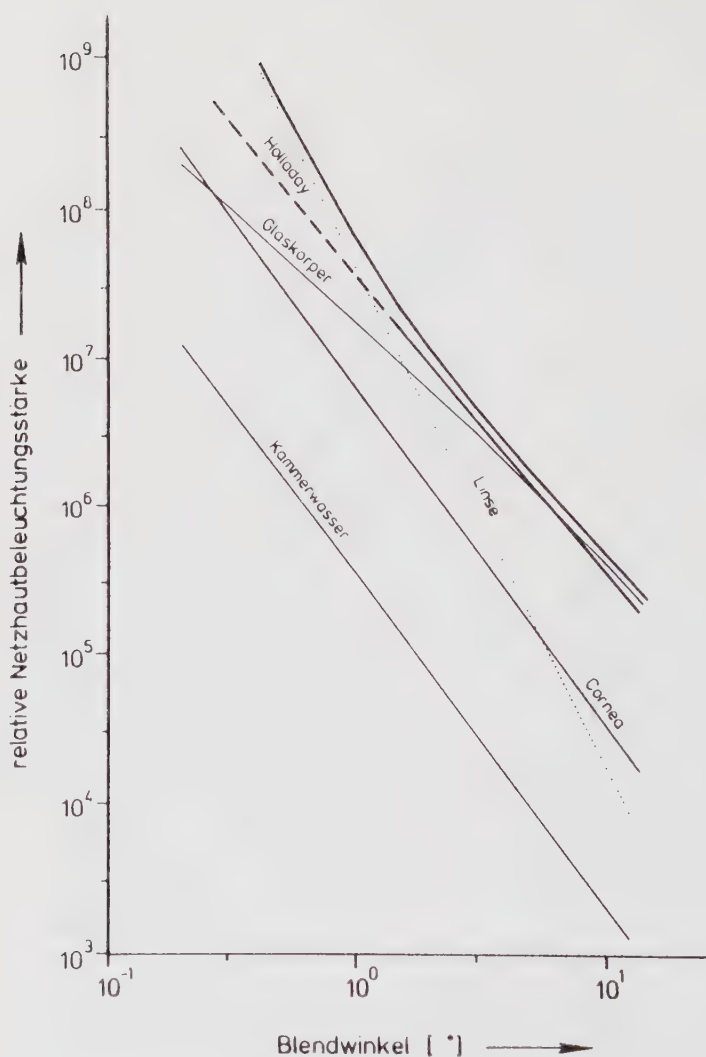


Abb. 38: Die relative Netzhautbeleuchtungsstärke als Funktion des Blendwinkels berechnet aus den maximalen, nicht pathologisch veränderten Meßwerten der einzelnen Augenmedien verglichen mit den Werten, die aus der Holladay-Formel folgen.

lichtes zu finden. Die zweite Berechnung (Abb. 37) wird mit mittleren Meßwerten ausgeführt, die für junge, einwandfreie Augen als typisch angesehen werden. Schließlich werden zur Integration über die einzelnen Augenmedien Meßwerte von älteren (älter als 5 Jahre), jedoch wiederum nicht pathologisch veränderten Augen verwendet (Abb. 38).

Für diese drei Abbildungen gemeinsam gilt, daß die Steigung der Anteile von Cornea und Kammerwasser der der Streuindikatrix dieser beiden Medien (Abb. 32 und 33) entspricht. Bei der Linse und dem Glaskörper vergrößert sich aufgrund der Integration die Steigung der Kurve bei Winkeln größer als 1° verglichen mit der Streuindikatrix (Abb. 34 und 35), wie für die Glaskörperanteile leicht zu sehen ist. Ebenso läßt sich für die drei Berechnungen gemeinsam feststellen, daß der durch das Kammerwasser verursachte Anteil des Streulichtes zu vernachlässigen ist.

Bei der Berechnung mit den Minimalwerten zeigt sich ein Ergebnis (Abbildung 36), das insbesondere bei den größeren Blendwinkeln deutlich unter den Werten liegt, die aus der Holladay-Formel folgen. Bei Blendwinkeln kleiner als 1° nimmt die Steigung der Summenkurve deutlich zu, was auf das Streuverhalten der Linse zurückzuführen ist und mit den Ergebnissen subjektiver Messungen (s. Kap. 3.1) übereinstimmt. Bei Blendwinkeln größer als 5° nähert sich die Steigung der Summenkurve dem von Holladay angegebenen Wert 2 im doppelt-logarithmischen Maßstab.

Die Berechnung des Streuverhaltens des Auges mit mittelgroßen Meßwerten der einzelnen Augenmedien führt zu einer wesentlich besseren Übereinstimmung mit den aus subjektiven Messungen gewonnenen Ergebnissen (Abbildung 37). Der entscheidende Unterschied zur Abbildung 36 liegt in den deutlich vergrößerten Meßwerten des Glaskörpers, die zu einem beträchtlichen Anstieg der Summenkurve bei größeren Winkeln führen. Die Summenkurve weist bei großen Winkeln eine Stei-

gung auf, die der des Glaskörperanteils von knapp 2 entspricht. Mit kleiner werdendem Winkel nimmt die Steigung der Summenkurve zu, was durch den zunehmend größer werdenden Anteil der Cornea und der Linse an der gesamten Streulichtentwicklung verursacht wird. Bei Winkeln kleiner als $20'$ nähert sich die Steigung der der Linsenindikatrix von 2,9.

Die bei der Messung des Streuverhaltens der Augenmedien älterer Tiere erzielten Maximaldaten lagen jeweils um mehr als eine Zehnerpotenz über den Daten aus Abbildung 36 und wiesen zudem andere Steigungen auf. Daraus resultiert eine Summenkurve (Abb. 38), die über den gesamten betrachteten Bereich oberhalb der Holladay-Kurve liegt und bis zu Winkeln von etwa 2° zu dieser parallel verläuft. Bei noch kleineren Winkeln vergrößert sich wiederum die Steigung der Kurve bis zu einem Wert von etwa 3,1.

7. Diskussion

Die in Kapitel 6 dargestellten Streuindikatrices der einzelnen Augenmedien Cornea, Kammerwasser, Linse und Glaskörper zeigen, daß jede dieser Substanzen ein charakteristisches Streuverhalten aufweist. Dabei ist zu berücksichtigen, daß die Variation der Ergebnisse der verschiedenen Proben eines Mediums beträchtlich sein kann, ohne daß an dem betreffenden Auge pathologische Veränderungen zu erkennen sind. Cornea und Linse weisen eine relativ große Streulichtentwicklung auf. Gleichzeitig ergibt sich eine steilere Winkelabhängigkeit des Streulichtes im Vergleich zu den beiden anderen Augenmedien, d.h. Cornea und Linse besitzen eine ausgeprägtere Vorwärtsstreuung.

Die aus diesen Streuindikatrices folgenden Verteilungen der durch Streulicht verursachten Netzhautbeleuchtungsstärken zeigen eine gute Übereinstimmung mit den in subjektiven Messungen gefundenen Resultaten. Bei relativ großen Streuwinkeln überwiegt der Einfluß des Glaskörpers auf die intraokulare Streulichtentwicklung, und es ergibt sich eine Summenkurve der einzelnen Augenmedien, die parallel zu der Kurve verläuft, die aus der von Holladay hergeleiteten und vielfach bestätigten Blendformel folgt. Das stellt eine Bestätigung der bereits von Vos und Ucke belegten Beobachtung dar, daß im Bereich großer Winkel die physiologische Blendung allein durch im Auge entstehendes Streulicht verursacht wird.

Bei Winkeln unterhalb von 2° beginnt eine allmähliche Verschärfung der funktionalen Abhängigkeit von Netzhautbeleuchtungsstärke und Blendwinkel, die auf den sich verstärkenden Einfluß von Cornea und Linse auf die intraokulare Streulichtentwicklung zurückzuführen ist. Auf die Blendformel von Holladay übersetzt bedeutet dies, daß der Blendexponent n zu kleineren Blendwinkeln hin anwächst, und zwar von 2 ausgehend bis etwa zum Wert 3.

Diese Ergebnisse zeigen, daß die von Vos, Hartmann und Moser sowie von Mellerio und Palmer in subjektiven Messungen zur physiologischen Blendung im Bereich kleiner Blendwinkel unterhalb von 2° gefundenen Resultate allein durch intraokuläre Streulichtentwicklung erklärt werden können. Zur Deutung des Anstiegs des Blendexponenten in diesem Bereich muß man also nicht auf eine neuronale Wechselwirkung zwischen benachbarten Netzhautarealen zurückgreifen. Die Änderung des Blendungsverhaltens liegt vielmehr in der Tatsache begründet, daß bei großen Blendwinkeln der Einfluß des Glaskörpers mit seinem relativ flachen Verlauf der Streuindikatrix überwiegt, wohingegen zu kleinen Blendwinkeln hin der Einfluß von Cornea und Linse mehr und mehr dominiert.

Zeigen sich in subjektiven Messungen unter veränderten Versuchsbedingungen (Darbietungszeit, Adaptationsniveau o.ä.) Abweichungen von diesem Verlauf, so dürften diese auf neuronale Mechanismen auf höheren Ebenen der visuellen Informationsverarbeitung zurückzuführen sein. Mit anderen Worten: eine objektiv auf der Netzhaut vorhandene Beleuchtungsstärkeverteilung wird möglicherweise in ihrer Form bei der neuronalen Verarbeitung in den verschiedenen Stationen bis zum visuellen Cortex verändert.

Dies bedeutet eine Umkehrung der bisherigen Sichtweise: nicht der steilere Anstieg der Schleierleuchtdichte im Bereich kleiner Streuwinkel ist auf eine neuronale Komponente zurückzuführen. Im Gegenteil: wird diese Verschärfung der funktionalen Abhängigkeit zwischen Blendwinkel und Schleierleuchtdichte in subjektiven Messungen nicht gefunden, so muß man davon ausgehen, daß es neuronale Mechanismen gibt, die den Einfluß des intraokularen Streulichtes reduzieren.

8. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wird der Frage nachgegangen, ob die physiologische Blendung auch im Bereich kleiner Blendwinkel zwischen 10° und $20'$ allein durch das intraoculare Streulicht erklärt werden kann. Die bisher überwiegend vertretene Auffassung geht davon aus, daß bei Winkeln kleiner als 2° eine neuronale Wechselwirkung innerhalb der Retina dafür verantwortlich ist, daß sich der Anstieg der Blendung in diesem Winkelbereich übermäßig verschärft.

Es wurden die Streuindikatrices der verschiedenen Augenmedien von Rinderaugen im Bereich von $20'$ bis 10° jeweils getrennt ausgemessen, wobei, von wenigen systematischen Ausnahmen abgesehen, nur einwandfreie Augen von Kälbern und Jungrindern verwendet wurden. Aus den Ergebnissen wird die Verteilung der Netzhautbeleuchtungsstärke in einem menschlichen Auge berechnet, die sich in einer Blendsituation durch das in den verschiedenen Augenmedien entstehende Streulicht ergibt. Bei Blendwinkeln größer als 5° dominiert der Einfluß des Glaskörpers, der somit durch sein Streuverhalten die Abhängigkeit der Schleierleuchtdichte vom Blendwinkel bestimmt. Mit kleiner werdendem Winkel gewinnt der Anteil von Cornea und Linse zunehmend an Bedeutung. Der steilere Verlauf ihrer Streuindikatrices führt zu einer Verschärfung der Abhängigkeit der Schleierleuchtdichte vom Blendwinkel. Der Einfluß des Kammerwassers ist in allen Winkelbereichen zu vernachlässigen.

Vergleicht man diese objektiv erzielten Meßwerte mit den Ergebnissen aus subjektiven Messungen (Messungen der Blendung mit Versuchspersonen), so zeigt sich eine gute Übereinstimmung der beiden Meßmethoden, sowohl was den funktionalen Verlauf als auch die absolute Höhe der Ergebnisse anbelangt.

Daraus läßt sich der Schluß ziehen, daß auch bei kleinen Blendwinkeln bis hinunter zu 20' die physiologische Blendung allein mit der intraokularen Streulichtentwicklung erklärt werden kann. Die Annahme einer neuronalen Wechselwirkung zur Erklärung der physiologischen Blendung im Bereich kleiner Blendwinkel ist somit nicht erforderlich.

9. Literaturverzeichnis

Im folgenden wird die in dieser Arbeit benutzte Literatur in alphabetischer Reihenfolge nach dem Nachnamen des erstgenannten Autors aufgeführt. Die bei den Zeitschriften benutzten Abkürzungen bedeuten im einzelnen:

AJO :American Journal of Optometrie and Physiological Optics

Inv.Opth. :Investigative Ophthalmology and Visual Science

JOSA :Journal of the Optical Society of America

Klin.Mobl. :Klinische Monatsblätter der Augenheilkunde

Vis.Res. :Vision Research

- 1 Adrian W. Der Einfluß störender Lichter auf die
extrafoveale Wahrnehmung des menschlichen
Auges Teil 1 - 3
Lichttechnik 13 (1961) 9 - 11
- 2 Adrian W. Grundlagen der physiologischen und psy-
chologischen Blendung und ihre numerische
Darstellung
Lichttechnik 27 (1975) 8, 312 - 319
- 3 Allen M. Ocular scattered light and visual perfor-
Vos J. mance as a function of age
AJO 44 (1967) 11, 717 - 727
- 4 Andreo R.H. Corneal small-angle light-scattering:
Farrell R.A. wave fibril models
JOSA 72 (1982) 11, 1479 - 1492
- 5 Aulhorn E. Visual perimetry
Harms H. Handbook of Sensory Physiology VII/4
Springer, Berlin Heidelberg
New York, 1972
- 6 Benedek G.B. Theory of transparency of the eye
Applied Optics 10 (1972) 3, 459 - 473
- 7 Ben-Sira I. Clinical method for measurement of light
Weinberger D. backscattering from the in vivo human
Bodenheimer J. lens
Yassur Y. Inv.Opth. 19 (1980) 4, 435 - 437
- 8 Berek M. Zum physiologischen Gesetz der
Wahrnehmung von Lichtreizen
Zeitschrift für Instrumentenkunde 63
(1943), 297 - 309
- 9 Blackwell H.R. Contrast threshold of the human eye
JOSA 36 (1946), 624 - 629

- 10 Blundell T.
et al. The molecular structure and stability
 of the eye lens: X-ray analysis of
 g-crystallin II
Nature 289 (1981), 771 - 777
- 11 Boettner E.A.
Wolter J.R. Transmission of the ocular media
 Inv.Ophth. 1 (1962) 8, 773 - 783
- 12 Born M.
Wolf E. Principles of Optics
 Pergamon Press, New York 1970
- 13 Boynton R.M.
Enoch J.M.
Bush W.R. Physical measurements of stray light
 in excised eyes
JOSA 44 (1954) 11, 879 - 886
- 14 Boynton R.M.
Clarke F.J.J. Sources of entoptic scatter
 in the human eye
JOSA 54 (1964) 1, 110 - 119
- 15 Brindley G.S.
Willmer E.N. The reflexion of light from the macular
 peripheral fundus oculi in man
Journal of Physiology 116 (1952),
350 - 356
- 16 Davson H.
Graham L.T. The Eye, Vol. 5
 Comparative Physiology
 Academic Press, New York and London 1974
- 17 Delaye M.
Tardieu A. Short-range order of crystallin proteins
 accounts for eye lens transparency
Nature 302 (1983), 415 - 417
- 18 Feuk T. On the transparency of the stroma in
 mammalian cornea
IEEE Transactions on Bio-Medical Engineer-
ing, Vol. BME-17 No.3 July 1970
- 19 Feuk T. The wavelength dependence of scattered
 light intensity of rabbit corneas
IEEE Transactions on Bio-Medical Engineer-
ing, Vol. BME-18 No.2 March 1971
- 20 Fry G.A. The effect on foveal vision produced by
 a spot of light on the sclera near the
 margin of the retina
JOSA 43 (1953) 3, 187 - 188
- 21 Fry G.A. The effect of a peripheral glare source
 upon the apparent brightness of an object
JOSA 43 (1953) 3, 189 - 195
- 22 Fry G.A. A re-evaluation of the scattering-theory
 of glare
 Illuminating Engineering 49 (1954) 2,
 98 - 102
- 23 Fry G.A. Distribution of focused and stray light
 on the retina produced by a point source
JOSA 55 (1965), 333 - 335

- 24 Gubisch R.W. Optical performance of the human eye
JOSA 57 (1967) 3, 407 - 415
- 25 Hart R.W. Light scattering in the cornea
Farrell R.A. JOSA 59 (1969) 6, 766 - 774
- 26 Hartmann E. Untersuchungen zur physiologischen
Blendung
Dissertation, München 1961
- 27 Hartmann E. Das Gesetz der physiologischen Blendung
Moser E.A. bei sehr kleinen Blendwinkeln
Lichttechnik 20 (1968), 67A - 69A
- 28 Hartmann E. Messung und Beurteilung der Lichttim-
Schinke M. missionen künstlicher Lichtquellen
Wehmeyer K. Abschlußbericht Inst. f. Med. Optik
Weske H. München 1984
- 29 Helmholtz H. Allg. Encyklopädie der Physik Bd. IX
Handbuch der physiologischen Optik
Leopold Voss, Leipzig 1867
- 30 Hemenger R.P. Optical density of the crystalline lens
AJO 59 (1982) 1, 34 - 42
- 31 Hilz R. Evidence for disinhibition
Rentschler I. in line detectors
Vis.Res. 16 (1976) 11, 1299 - 1302
- 32 Holladay L.L. The fundamentals of glare and visibility
JOSA 12 (1926) 4, 271 - 319
- 33 Holladay L.L. Action of a light source in the field of
view in lowering visibility
JOSA 14 (1927) 1, 1 - 15
- 34 Jainski P. Das Verhalten der Unterschiedsempfind-
lichkeit bei Blendung mit verschie-
denen Lichtarten
Lichttechnik 2 (1962), 60 - 63
- 35 Kluxen G., Wolf E. Farbsinnstörungen durch Gelbfärbung
Kalisch M. der Linse
Vortkamp M.L. Fortschr. Ophth. 81 (1984), 180 - 182
- 36 Krauskopf J. Light distribution in human
retinal images
JOSA 52 (1962) 9, 1046 - 1050
- 37 Luckiesh M. Measuring visibility under
Holladay L.L. preventable glare
JOSA 29 (1939) 5, 215 - 218
- 38 v.Meeteren Calculations on the optical modulation
transfer function of the human eye
Optica Acta 21 (1974) 5, 395 - 412
- 39 Mellerio J. Light absorption and scatter
in the human lens
Vis.Res. 11 (1971) 1, 129 - 141

- 40 Mellerio J. Entoptic halos and glare
Palmer D.A. Vis.Res. 12 (1972) 1, 141 - 143
- 41 Mie G. Beiträge zur Optik trüber Medien
Ann. Physik 25 (1908) 4, 377 - 445
- 42 De Mott D.W. Retinal distribution of entoptic
Boynton R.M. stray light
JOSA 48 (1958) 1, 13 - 22
- 43 De Mott D.W. Sources of entoptic stray light
Boynton R.M. JOSA 48 (1958) 2, 120 - 125
- 44 De Mott D.W. Entoptic scatter as a function
Davis T.P. of wavelength
JOSA 50 (1960) 5, 495 - 496
- 45 Mütze K. Eine Meßanordnung zur Untersuchung
der chromatischen Aberration des
menschlichen Auges
Optik 14 (1957) 1, 97 - 102
- 46 Pitts D.G. Corneal light scatter measurements of
Gibbons W.D. ultraviolet radiant exposure
AJO 50 (1973) 3, 187 - 194
- 47 Pitts D.G. Transmission of the visible spectrum
through the ocular media of the
bovine eye
AJO 36 (1959) 2, 289 - 298
- 48 Ranke G. Objektive Messung der Lichtzerstreuung
in den Augenmedien von Tieraugen
Arbeitsphysiologie 15 (1954) , 427 - 447
- 49 Rentschler I. Meridional anisotropy of psychophysical
Fiorentini A. spatial interactions
Vis.Res. 14 (1974) 12, 1467 - 1473
- 50 Röhler R. Die Abbildungseigenschaften der
Augenmedien
Vis.Res. 2 (1962) 5, 391 - 429
- 51 Sliney D.H. Evaluation of optical radiation hazards
Freasier B.C. Applied Optics 12 (1973) 1, 1 - 23
- 52 Spector A. Age dependent changes in the molecular
Li S. size of human proteins and their rela-
Sigelman J. tionship to light scatter
Inv.Ophth. (1974) 10, 795 - 798
- 53 Stiles W.S. The Effects of Glare on the Brightness
Difference Threshold
Proc.Roy.Soc., B 104 (1929) , 322 - 351
- 54 Thiele H. Zur Struktur der Augenlinse
Wollmer A. Klin.Monbl. 146 (1965) , 900 - 920
- 55 Ucke C. Streulicht im Auge
Dissertation München 1973

- 56 Vos J.J. On mechanism of glare
Institute for Perception RVO-TNO
Soesterberg 1963
- 57 Vos J.J.
Boogard J. Contribution of the cornea to entoptic
scatter
JOSA 53 (1963) 7, 869 - 873
- 58 Vos J.J.
Walraven J.
v. Meeteren Light profiles of the foveal image
of a point source
Vis.Res. 16 (1976) 2, 215 - 219
- 59 Walraven J. Spatial characteristics of chromatic in-
duction, the segregation of lateral
effects from straylight artefacts
Vis.Res. 13 (1973) 9, 1739 - 1753
- 60 Wehmeyer K.
Hartmann E. Transmission und Fluoreszenz der
Augenmedien
Optometrie 29 (1981) 6, 324 - 327
- 61 Weske H. Streulicht an Sichtscheiben, Brillen-
gläsern und Kontaktlinsen
Diplomarbeit IMO, München 1981
- 62 Westheimer G.
Campbell F.W. Light distribution in the image formed
by the living human eye
JOSA 52 (1962) 9, 1040 - 1045
- 63 Wilson H.R.
Phillips G. Spatial probability summation and
disinhibition in psychophysically
measured line-spread functions
Vis.Res. 19 (1979) 5, 593 - 598

10. Lebenslauf

Ich wurde am 30. September 1954 als drittes von vier Kindern des Kaufmanns Emil Wehmeyer und seiner Ehefrau Cilly geb. Strüber in Viersen geboren.

Von 1961 bis 1965 besuchte ich die Grundschule und im Anschluß daran das Städtische Humanistische Gymnasium Viersen (Mathematisch-naturwissenschaftlicher Zweig), wo ich 1973 mein Abitur ablegte.

Im Wintersemester 1973/74 begann ich in an der Universität Köln mit dem Studium der Physik und wechselte ein halbes Jahr nach der Diplom-Vorprüfung zum Wintersemester 1976/77 an die Ludwig-Maximilians Universität München. Dort absolvierte ich im Mai 1980 die Diplom-Hauptprüfung. Das Thema meiner Diplomarbeit, die ich unter Anleitung von Prof. Dr. E. Hartmann am Institut für Medizinische Optik anfertigte, lautete: "Transmission und Fluoreszenz der Augenmedien".

Seit Oktober 1980 bin ich am Institut für Medizinische Optik beschäftigt und habe mich in dieser Zeit unter Anleitung von Prof. Dr. E. Hartmann mit der vorliegenden Dissertation und im Rahmen von Forschungsvorhaben mit der Entwicklung von kraftfahrertauglichen Sehhilfen sowie der Erstellung von Grenzwerten der Lichtimmission befaßt.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. E. Hartmann für die Anregung zu dieser Arbeit, für seine Förderung und Unterstützung, die sich nicht zuletzt durch seine zahlreichen wertvollen Hinweise und Ratschläge äußerte.

Ebenso danke ich Herrn Prof. Dr. W. Waidelich für die langjährige Möglichkeit, am Institut für Medizinische Optik arbeiten zu können.

Die Durchführung der Arbeit wurde wesentlich erleichtert durch die jederzeitige bereitwillige Unterstützung durch die anderen Mitarbeiter und Studenten des Institutes. An dieser Stelle sei den Mechanikermeistern H. Ulrich und H. Fichtler ausdrücklich gedankt.



